



HAL
open science

Faisabilité et intérêt du monitoring de la fatigue ventilatoire en anesthésie et réanimation par la mesure de l'électromyographie diaphragmatique temps réel

Guy Louis Morel

► **To cite this version:**

Guy Louis Morel. Faisabilité et intérêt du monitoring de la fatigue ventilatoire en anesthésie et réanimation par la mesure de l'électromyographie diaphragmatique temps réel. Médecine humaine et pathologie. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2014. Français. NNT : 2014STET004T . tel-01174062

HAL Id: tel-01174062

<https://theses.hal.science/tel-01174062>

Submitted on 8 Jul 2015

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

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

**COMMUNAUTE D'UNIVERSITES ET ETABLISSEMENTS DE LYON
UNIVERSITÉ JEAN MONNET SAINT ETIENNE-FRANCE**

ANNEE 2014

**ECOLE DOCTORALE SCIENCES INGENIERIE SANTE
N° d'Ordre :**

THÈSE

**Présentée à l'Université Jean Monnet pour l'obtention du grade de
Docteur d'Université (décret du 5 juillet 1984)**

Soutenue le 4 septembre 2014

Guy Louis MOREL

**Faisabilité et intérêt du monitoring de la fatigue
ventilatoire en anesthésie et réanimation par la
mesure de l'électromyographie diaphragmatique
temps réel.**

Pr. Christian AUBOYER, PUPH, Université Jean Monnet, Saint Etienne
Pr. Jean Claude BARTHELEMY, PUPH, Université Jean Monnet, St-Etienne
Pr. Jean Michel CONSTANTIN, PUPH, Université, Clermont Ferrand
Dr. Stéphanie FAYOLLE-SANNA, MCU, Université Aix-Marseille
Pr. André GEYSSANT, PUPH, UJM, St-Etienne
Pr. Samir JABER, PUPH, Université de Montpellier
Dr. Philippe MAHUL, HPL Saint Etienne
Dr. Vincent PICHOT, Université Jean Monnet, Saint Etienne
Pr. Jean Paul VIALE, PUPH, Université Claude Bernard, Lyon
Pr. Marc ZELTER, PUPH, Université Pierre et Marie Curie, Paris

Examineur
Directeur
Rapporteur
Invité
Co-Directeur
Rapporteur
Invité
Examineur
Examineur
Examineur

Dédicace

*A mon maître et ami **Jean Luc Fayolle**, Professeur à l'école d'Ingénieurs de Saint Etienne, qui nous a quittés trop rapidement. C'est grâce à lui si j'en suis là : il m'a inculqué ses passions.*

A, sa famille

A mon père parti depuis si longtemps

A ma mère, mes frères, à ma famille

A ma « Justinette » mon ondelette adorée

A Marcelle

A Véra Braun qui m'a appris l'art et la manière

Remerciements

Je tiens à remercier mon directeur de thèse, le **Professeur Jean Claude Barthelemy** qui m'a beaucoup aidé, encadré, a passé des soirées, des week-ends à me supporter, ainsi que le **Professeur André Geysant**, co-directeur.

Je tiens à remercier particulièrement le **Professeur Christian Denis** qui a proposé que ce travail soit la base de ma Thèse. Je lui en suis très reconnaissant.

Plus que merci à mon compère du projet sur la fatigue respiratoire le **Docteur Philippe Mahul** qui est à l'origine de ce travail de recherche, d'avoir œuvrer avec moi tout au long de ma thèse sur un sujet très passionnant.

Je remercie les équipes de réanimation de Saint-Etienne et de Lyon ainsi les chefs de service : le **Professeur Christian Auboyer** et le **Professeur Jean Paul Viale** qui m'ont accueilli et m'ont fait confiance pour réaliser les deux études.

Je remercie toute l'équipe du Laboratoire Système Nerveux Autonome, et particulièrement le **Docteur Vincent Pichot**, du Laboratoire de Physiologie Exercice pour leur gentillesse et les autres personnes qui m'ont aidé dans mon travail.

A mes amis de « route » **Alain Boyer** professeur de mathématiques et de traitement de signal, **Régis Bonnefoy** spécialiste en développement électronique, en instrumentation du Laboratoire de Physiologie Exercice, mes amis de toujours.

A mes compères de manipe le **Docteur Pascal Martin**, le **Docteur Michel Muller**, sans oublier le **Docteur Richard Jospé** et le **Docteur Serge Duperet**.

Je désire également remercier toute ma famille pour leurs encouragements et leurs soutiens.

A mes amis réviseurs et amis de la Haute Loire, **Marie Noëlle** et **Jean Pierre**, merci.

Merci à tous ceux qui m'ont soutenu, à tous mes amis, aux Normands et à tous ceux que j'aurai pu oublier, ils se reconnaîtront.

Je remercie les membres du jury qui ont accepté d'évaluer la qualité de mon travail.

Liste des abréviations et acronymes

AI	Aide inspiratoire
ARM	Advanced Risc Machine
CPP	Comité de Protection des Personnes
CCPPRB	Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure (pression positive en fin d'expiration)
Cycle	Cycle respiratoire (inspiration et expiration)
DFT	Discrete Fourier Transformer (transformée de Fourier discrète)
DDP	Différence de potentiel (ddp)
DRG	Dorsal Respiratory Group
DSP	Digital Signal Processor (processeur de signal numérique)
ECG	Electrocardiogramme
EMG	Electromyogramme
Edi	Electromyogramme du diaphragme
Eadi	Electrical activity of the diaphragm
FFT	Fast Fourier Transformer (Transformée rapide de Fourier)
FLWT	Fast Lifting Wavelet Transform (Transformée rapide lifting ondelettes)
FPGA	Field-programmable Gate Array (Réseaux logiques programmables)
ICA	Independent Component Analyse (analyse composante indépendante)
IEMG	Electromyogramme intégré sur un intervalle de temps
RMS	Root Mean Square (racine carrée de la moyenne du carré)
PSD	Power Spectral Density (énergie de la densité spectrale)
LEC	Liquide Extra cellulaire
LIC	Liquide Intra cellulaire
LiFw	Lifting wavelet
LMS	Last Mean Square ou moindres carrés moyens
MoFi	Morphological Filter
MTC	Micro Transducer Catheter
MuRw	MultiResolution wavelet
MUAPT	Motor Action Potential Trains (trains moteur de potentiel d'action)
NAVA	Neurally Adjusted Ventilatory Assist (neuro-asservissement de la ventilation assistée)
PAV	Proportional Assist Ventilation (Ventilation assistée proportionnelle)
Paw/Paiw	Airway pressure (pression des voies aériennes)
Pbu	Pression buccale
PCO2	Pression artérielle de gaz carbonique.
PEEP	Positive End-Expiratory Pressure (pression positive en fin d'expiration)
Pdi	Pression transdiaphragmatique
Pes	Pression œsophagienne
Pga	Pression gastrique
pH	potentiel d'hydrogène
PO2	Pression artérielle d'oxygène
PSV	Pressure Support Ventilation identique à l'aide inspiratoire (AI)
RISC	Reduced Instruction Set Computer
SPIKE	Variation brève et ample de la ddp membranaire (pic ou impulsion)
Ti	Temps inspiratoire
Te	Temps expiratoire
Ttot	Temps total
Vt	Volume courant ou tidal volume
\dot{V}	Débit respiratoire
VAS	Voies aériennes supérieures
VAI	Voies aériennes inférieures
VM	Ventilation mécanique
VRG	Ventral respiratory group

Table des matières

Remerciements	II
Liste des abréviations et acronymes	III
Table des matières	IV
Liste des figures	VI
Liste des tableaux	VII
Introduction	VIII
1 – Organisation de la thèse.....	1
1.1. Protocoles cliniques	1
1.2. Traitement du signal	1
2 – Bases théoriques.....	2
2.1. Physiologie générale des muscles	2
2.2. Excitation de la fibre musculaire.....	4
2.3. Potentiel d'action	5
2.4. Echanges ioniques au cours d'un potentiel d'action	5
2.5. Propagation du potentiel d'action	6
2.6. Unité motrice	8
2.7. Recrutement des unités motrices.....	9
2.8. Mécanique de la contraction musculaire	10
3 – Fonction respiratoire.....	12
3.1. Composition des fibres musculaires respiratoires	12
3.2. Principaux muscles respiratoires.....	14
3.3. Description des muscles respiratoires	14
3.4. Régulation de la respiration	21
4 – Fatigue et défaillance musculaire respiratoire	23
4.1. Définition	23
4.2. Signes et symptômes de la fatigue des muscles respiratoires.....	25
4.3. Conséquences induites sous assistance ventilatoire	26
5 – Evaluation de la fonction des muscles respiratoires	27
5.1. Pression inspiratoire, expiratoire maximale	27
5.2. Pression transdiaphragmatique	27
5.3. Pression abdominale	28
6 – Electromyographie	28
6.1. Electromyographie de dipahragme.....	28
6.2. Types d'analyse de l'EMG	29
7 – Evaluation de la fatigue	30
7.1. Modes d'assistance ventilatoire	31
7.2. Ventilation spontanée	31
7.3. CPAP	32
7.4. Ventilation spontanée avec PEP	32
7.5. Aide inspiratoire.....	33
7.6. Ventilation asitée proportionnelle	34
7.7. Le système NAVA	35
8 – Effets de l'anesthésie sur la ventilation	36
8.1. Effet du Midazolam lors de la sédation	36
8.1. Influence de l'anesthésie sur les muscles thoraco abdominaux	37
8.2. Influence de l'anesthésie sur le diaphragme	37
8.3. Effet du Flumazenil lors de la réversion	38

9 – Approche au traitement de signal	38
9.1. Définition du traitement de signal	39
9.2. Les signaux déterministes	40
9.3. Les signaux aléatoires	40
9.4. Bruit dans un signal	41
9.5. Conversion analogique, numérique	42
9.6. Transformée de Fourier	42
9.7. Transformé de Fourier à fenêtre	43
9.8. Analyse par ondelettes	45
10 - Technique de débruitage de l'Edi	46
10.1. Principes des techniques de débruitage hors ondelettes	47
10.2. Transformée en ondelettes	52
10.3. Analyse par ondelette multirésolution	56
10.4. Principes de seuillage des coefficients d'ondelettes	60
10.5. Lifting ondelettes	64
11 – Protocoles de recherche cliniques	67
11.1. Présentation des protocoles cliniques	67
11.2. Sondes et capteurs	68
11.3. Interface électronique	78
12 – Choix de la méthode des débruitages	83
13 – Etudes cliniques.....	85
13.1. Etude n°1	86
13.2. Etude n°2	88
13.3. Critères d'inclusion	89
13.4. Critères de non inclusion et d'exclusion	89
13.5. Méthodologie	89
13.6. Méthodologie commune aux deux protocoles	90
14 – Etude clinique des résultats des sujets sains	91
14.1. Paramètres analysés	91
14.2. f/Vt ou RSBi et H/L	91
14.3. Pressions Pes, Pga, Pdi	93
14.4. Résultats ANOVA	93
14.5. Résultats de la seconde étude	95
15 – Article	99
16 – Discussion	112
17 – Conclusion	113
18 – Bibliographie	114
19 – Annexe	120
19.1. Documentation de la sonde et du capteur de pression MTC.....	121
19.2. Caractéristiques du capteur LCVR et de la carte LCCD.....	140
19.3. Caractéristiques du capteur de pression SCX	146
19.4. Schéma électronique et programme test code C de la gestion des électrodes	156

Listes des figures

Figure 1 - Structure musculaire	3
Figure 2 - Structure cellulaire musculaire	4
Figure 3 - Composition du sarcomère de filaments d'actine et de myosine	5
Figure 4 - Processus de glissement des filaments	5
Figure 5 - Etats chimiques musculaires	6
Figure 6 - Potentiel d'action	7
Figure 7 - Excitation nerveuse fibre musculaire	7
Figure 8 - Coupe musculaire	8
Figure 9 - Innervation musculaire	9
Figure 10 - Modélisation du muscle	10
Figure 11 - Diagramme force vitesse	11
Figure 12 - Relation force vitesse des fibres	11
Figure 13 - Voies respiratoires supérieures	12
Figure 14 - Différents types de fibres musculaires	13
Figure 15 - Nerfs phréniques	14
Figure 16 - Appareil respiratoire	14
Figure 17 - Diaphragme	15
Figure 18 - Coupe cage thoracique	16
Figure 19 - Contraction des muscles respiratoires	16
Figure 20 - Modélisation de la fonction respiratoire selon Macklem	18
Figure 21 - Voies aériennes supérieures	18
Figure 22 - Activité électro-neurographique hypoglosse et phrénique	19
Figure 23 - Muscles inter-cartilagineux	20
Figure 24 - Diaphragme crural et costal	21
Figure 25 - Centre nerveux de la fonction respiratoire	21
Figure 26 - Commande nerveuse de la fonction respiratoire	22
Figure 27 - Exemple d'expérimentation chez le chat	23
Figure 28 - Altérations cellulaires et enzymatiques diaphragmatique sous ventilation mécanique	26
Figure 29 - Signaux de l'activité respiratoire	29
Figure 30 - Courbes d'endurance	31
Figure 31 - Ventilation avec et sans CPAP	32
Figure 32 - Filtrage des courbes de signaux ventilatoires	33
Figure 33 - Relation pression-effort des modes de ventilation	34
Figure 34 - Signaux système NAVA	35
Figure 35 - Signal stationnaire et non stationnaire	41
Figure 36 - Signal EMG diaphragmatique bruité	41
Figure 37 - Transformée de Fourier fenêtrée	44
Figure 38 - Boite temps-fréquence de d'Heisenberg	45
Figure 39 - Signal EMG bruité par l'ECG	47
Figure 40 - Principe de filtrage adaptatif	48
Figure 41 - Algorithme de filtrage adaptatif	49
Figure 42 - Principe filtre morphologique	50
Figure 43 - Combinaisons des opérateurs du filtre morphologique	51
Figure 44 - Ondelettes de Haar	52
Figure 45 - Ondelettes de Morlet	53
Figure 46 - Ondelettes de Morlet avec plusieurs valeurs des coefficients a, b	54
Figure 47 - Ondelettes de Daubechies	55
Figure 48 - Pavage temps-fréquence et temps-échelle	55
Figure 49 - Signal EMG brut	56
Figure 50 - Principe de la décomposition ondelettes	58
Figure 51 - Algorithme de Mallat	58
Figure 52 - Arbre de la décomposition pyramidale	58
Figure 53 - Décomposition et reconstruction des coefficients d'ondelettes	59
Figure 54 - Reconstruction du signal ondelettes	60
Figure 55 - Seuillage après la décomposition du signal ondelettes	62
Figure 56 - Banc de filtres d'une transformation en ondelettes	65
Figure 57 - Lifting ondelettes	66

Figure 58 - Principes du Lifting ondelettes	66
Figure 59 - Position des capteurs sur le patient	69
Figure 60 - Plan du prototype des sondes	71
Figure 61 - Sonde Edi avec le capteur de pression MTC	71
Figure 62 - Sonde d'exploration complète	73
Figure 63 - Automatisation de sélection des paires d'électrodes pour obtenir le signal Edi	74
Figure 64 - Schéma électronique du sélecteur différentiel Edi	75
Figure 65 - Ensemble des capteurs	76
Figure 66 - Loi de Poiseuille	77
Figure 67 - Pneumotachographe de Fleisch.....	78
Figure 68 - Amplificateurs Edi	79
Figure 69 - Principe des amplificateurs des capteurs de pression	80
Figure 70 - Amplificateur du pneumotachographe.....	81
Figure 71 - Interface électronique générale	82
Figure 72 - Algorithmes du calcul du rapport signal sur bruit, et de la séparation des sources.....	83
Figure 73 - Electronique embarquée de recherche automatique de signal.....	84
Figure 74 - Débruitage comparé selon les trois méthodes utilisées	85
Figure 75 - Modèle Heuristique de l'analyse du signal Edi	87
Figure 76 - Protocole étude I	87
Figure 77 - Evolution des paramètres ventilatoires et électro-diaphragmatiques	92
Figure 78 - Evolution des Pressions Pdi et Pes	93
Figure 79 - Protocole II. AI50.....	97
Figure 80 - Protocole II. AI80.....	97
Figure 81 - Protocole II. PAV50	98
Figure 82 - Protocole II. PAV80	98

Liste des tableaux

Tableau 1 - Composition des différents types de muscles.....	3
Tableau 2 - Conséquences liées à la fatigue respiratoire	25
Tableau 3 - Equations et fonctions des opérateurs morphologiques.....	51
Tableau 4 - Classement des ondelettes selon Truchet	56
Tableau 5 - Principe général des programmes réalisés dans cette étude pour le traitement des signaux.....	75
Tableau 6 - Méthodes de débruitage et d'analyse du rapport signal/bruit et du temps CPU	84
Tableau 7 - Résultats des pressions et de l'Edi suivant les trois phases de l'étude et le niveau de PEEP.....	94
Tableau 8 - Paramètres ventilatoires mécaniques et électriques (protocole I)	94
Tableau 9 - Paramètres ventilatoires mécaniques et électriques (protocole I)	95
Tableau 10 - Paramètres ventilatoires et modes de ventilation (protocole II)	96

Introduction

L'exploration de la fatigue respiratoire a fait l'objet, depuis de nombreuses années d'études, portant autant sur les aspects théoriques que sur les méthodes d'évaluation en physiologie ou en pathologie humaine.

Dans ce contexte l'objectif prioritaire est de détecter la fatigue musculaire respiratoire à un stade précoce avant apparition de sa manifestation à travers ses signes cliniques. Cette détection précoce est particulièrement importante chez les malades à hauts risques hospitalisés en réanimation et en chirurgie car elle permet d'anticiper la phase souvent difficilement réversible de la défaillance musculaire respiratoire.

Lors de ces syndromes d'insuffisance respiratoire, des études de la mécanique et de l'électromyographie du diaphragme ont montré l'existence de modifications précoces de l'électromyogramme et du régime des pressions régnant de part et d'autre du diaphragme. Les mesures permettent également d'évaluer les conséquences thérapeutiques sur le diaphragme d'interventions d'ordre instrumental comme la ventilation artificielle, l'oxygénothérapie ou d'ordre pharmacologique (agents anesthésiques, analgésiques, autres médicaments). Elles permettent également de tester le comportement du diaphragme et des autres muscles respiratoires dans des situations d'effort maximal.

Cependant les mesures actuellement disponibles présentent des limites, et notamment pour le maintien de la qualité de la mesure au cours des mouvements ventilatoires ainsi que l'élimination des activités électriques parasitant l'analyse, comme celle de l'électrocardiogramme. Dans cette perspective, il manquait également une analyse comparative de différentes méthodes mathématiques sur le débruitage du signal à étudier.

Le but des recherches présentées dans cette thèse a donc été de mettre au point un équipement technique formé par un ensemble de capteurs, d'appareillage électronique, de programmes informatiques et de comparer l'efficacité des différents algorithmes de traitement des signaux insérés dans cet environnement matériel, afin de pouvoir évaluer l'ensemble matériel et logiciel comme outil de détection et de quantification de la fatigue respiratoire diaphragmatique. Une approche originale de l'automatisation de la recherche en continu du meilleur signal de l'électromyogramme permet la mise en œuvre des résultats dans des conditions réelles.

1. Organisation de la thèse

1.1. Protocoles cliniques

La validation de cet ensemble de mesure a été réalisée en condition réaliste sur un groupe de sujets sains servant de contrôle et sur des groupes de patients hospitalisés en service de réanimation. Dans le premier cas (sujets sains servant de témoins), cette étude a permis d'observer les effets de la pression positive en fin d'expiration (CPAP) sur les modifications du mode ventilatoire et de la fonction musculaire respiratoire induite par le Midazolam à dose sédatrice chez le volontaire sain. Différents paliers de CPAP à $T0\text{ cmH}_2\text{O}$, $T+2.5\text{ cmH}_2\text{O}$, $T+5\text{ cmH}_2\text{O}$, $T+10\text{ cmH}_2\text{O}$., ont été programmés pour vérifier la levée d'obstruction chez les sujets en phase de sédation. Dans le deuxième cas, ce sont des patients en cours de sevrage, l'étude a pour but d'examiner le comportement de l'électromyogramme du diaphragme (Edi), du volume courant et des pressions en fonction de deux modes ventilatoires (modes de ventilation partielle : l'aide inspiratoire (AI), et de la ventilation assistée proportionnelle (PAV). Dans ces deux études, nous avons connecté simultanément plusieurs capteurs : l'électromyogramme crural (Edi), les pressions des voies aériennes (Paw), œsophagienne (Pes), gastrique (Pga) et du débit respiratoire (\dot{V}). Le but est d'évaluer les valeurs comparées au diagnostic de ces éléments. Dans les deux cas, cela permet la validation du système automatique de recherche du meilleur signal de l'électromyogramme du diaphragme (Edi) parmi deux électrodes sur douze de la sonde de recueil du signal Edi et d'en atténuer au maximum les bruits (plus particulièrement l'ECG) superposés à notre signal utile (Edi), en appliquant efficacement une des trois méthodes mathématiques du traitement du signal (débruitage par deux types d'ondelettes, et par filtrage morphologique).

1.2. Traitement du signal

La technique de recueil de l'électromyogramme du diaphragme s'est effectuée dans le cadre de deux protocoles en recherche clinique au lit des témoins et patients en réanimation (ClinicalTrials NCT00133939).

La **première partie** de ce travail retrace la revue de la littérature dans le domaine de l'électromyogramme du diaphragme et les différents modes ventilatoires utilisés dans cette recherche. Mais aussi sur le fonctionnement des muscles striés et notamment des muscles respiratoires, et de la mécanique ventilatoire.

La **deuxième partie** décrit la mise au point de la sonde EMG, la sélection du meilleur signal et l'élaboration du matériel nécessaire au prétraitement des signaux de l'électromyographie.

La **troisième partie** est consacrée à l'étude de mise en œuvre du traitement mathématique du signal de l'EMG du diaphragme par de nouvelles techniques de débruitage par ondelettes (wavelets).

Cette troisième partie est la plus importante car elle est le pivot de la prédiction de l'indice de fatigue respiratoire et permettra d'avertir le clinicien du moment possible du passage de la ventilation mécanique à la ventilation autonome, après sevrage et extubation.

L'utilisation d'outils récents des mathématiques pour traiter le signal permet de rendre l'analyse la plus exacte possible.

Il est fait une description approfondie sur les différents points suivants :

1) des algorithmes et de l'implémentation des techniques de débruitage adaptées à l'électromyogramme du diaphragme.

2) de la sélection et de l'automatisation de la recherche du meilleur signal

3) de la technique de mise en place de la sonde pour le clinicien en utilisant l'Edi pour un positionnement audible (Edi acoustique).

La **quatrième partie** concerne la validation pratique avec deux protocoles en recherches cliniques CPP effectués en réanimation au Centre Hospitalier Universitaire de Saint Etienne et en réanimation chirurgicale de Lyon la Croix Rousse :

Le **premier** protocole a été réalisé sur des volontaires sains dans le cadre d'une expérimentation répartie en trois phases, avant, pendant, après l'anesthésie.

Le **deuxième** protocole a été mené sur des patients ayant déjà une assistance respiratoire programmée dans le cadre d'un protocole de recherche clinique suivant des modes ventilatoires, sous aide inspiratoire (AI), et sous ventilation proportionnelle assistée (PAV).

La description des protocoles de ces études est expliquée dans le chapitre 13.

2. Bases théoriques

Depuis une trentaine d'années les muscles respiratoires ont fait l'objet de nombreuses recherches en physiologie, physiopathologie et d'articles traitant ce domaine. L'altération des muscles respiratoires entraîne des conséquences graves comme par exemple la dyspnée, la bronchopneumopathie chronique obstructive jusqu'à la paralysie. Cette altération des muscles respiratoires peut être occasionnée en réanimation, par les appareils d'assistance ventilatoire causant des barotraumatismes liés à leur fonctionnement, lorsque l'effort respiratoire fourni par le patient est ajouté à celui du ventilateur [1]. Ce phénomène peut être évité si l'effort respiratoire fourni par le ventilateur varie en rapport avec l'effort développé par le diaphragme du patient. Pour bien comprendre la problématique du signal de l'électromyogramme diaphragmatique (Edi) : Edi est contaminé par l'électrocardiogramme (ECG), certaines notions de physiologie musculaire, de mécanique respiratoire et du traitement du signal seront traitées. En ce qui concerne le traitement du signal Edi, des techniques de débruitage seront abordées ; des plus connues aux plus complexes.

2.1. Physiologie générale des muscles

Historiquement Francesco REDI fut dans les années 1626 à 1698 le premier à démontrer qu'un muscle génère une activité électrique. Le premier enregistrement d'une activité musculaire (EMG) fut réalisé en 1849 par Dubois Reymond [2].

Le muscle est un tissu formé de multitudes de fibres capables de contraction permettant de produire un mouvement.

Les muscles participent à diverses fonctions essentielles à la vie de l'organisme comme par exemple la respiration, la digestion, l'effort et à son adaptation au milieu environnant : locomotion.

On distingue plusieurs types de muscles et leurs types de contraction a permis de distinguer deux grands groupes de muscles : les muscles rouges, striés volontaires et les muscles blancs, lisses involontaires ou muscles de la vie végétative (Tableau1).

Tableau 1 - Composition des différents muscles et de catégories.

Muscles	Lisses	Striés cardiaques	Striés squelettiques	Strié à insertion conjonctive
Fibres	<i>Allongées disposées couches minces</i>	<i>Striées</i>	<i>Striées</i>	<i>Striées</i>
Noyau	<i>Un seul central</i>	<i>Un seul central</i>	<i>Multinucléé syncytium, périphériques</i>	<i>Multinucléé syncytium</i>
Myofibrilles	<i>Longitudinales, dans l'axe de la cellule</i>	<i>Groupées, divisées dans le sens longitudinal en disques sombres et clairs alternés</i>	<i>Groupées, divisées dans le sens longitudinal en disques sombres et clairs alternés</i>	<i>Groupées, divisées dans le sens longitudinal en disques sombres et clairs alternés</i>
Contraction	<i>Lente, Involontaire</i>	<i>Involontaire</i>	<i>Volontaire</i>	<i>Mixte</i>
Localisation	<i>Vaisseaux sanguins Parois viscères creux</i>	<i>Myocarde</i>		<i>Sphincters</i>

Le muscle squelettique est composé d'un ensemble de fibres musculaires ou myomes (a) de forme allongée de longueur pouvant atteindre quelques centimètres et de diamètre entre 10 μ à 100 μ m (Figure 1). Les fibres sont groupées en faisceaux et entourées d'une membrane cellulaire (b) nommée sarcolemme, renfermant les myofibrilles. Une fibre musculaire renferme plusieurs centaines de myofibrilles dont chacune se divise en plusieurs compartiments, délimités chacun par deux sarcomères (c). Chaque fibre possède une membrane excitable (sarcolemme), des noyaux en plus ou moins grand nombre et du cytoplasme (sarcolemme), c'est dans celui-ci qu'est situé l'appareil contractile.

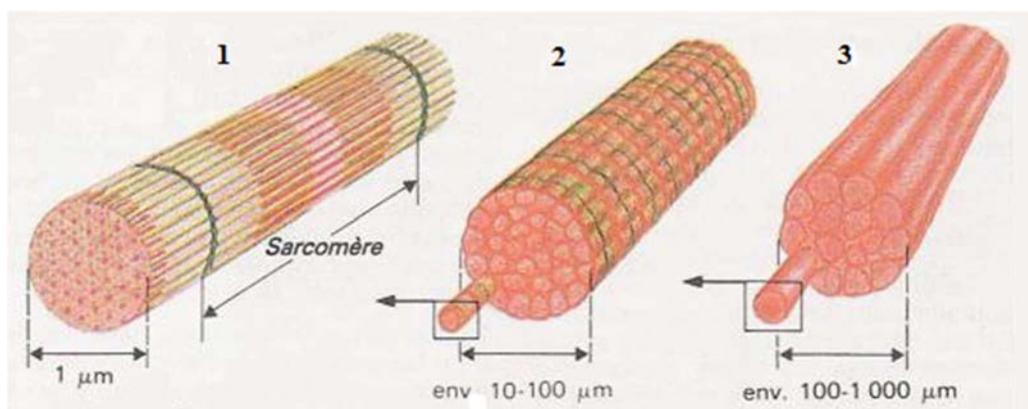


Figure 1 - Structures cellulaires d'un muscle (1) myofibrille, (2) fibre musculaire, (3) ensemble de fibres.

Un myocyte ou fibre musculaire est une cellule musculaire de forme très allongée dont les extrémités sont constituées de filaments de collagène. La fibre musculaire a deux propriétés fondamentales, l'excitabilité sous l'action stimulatrice de la fibre nerveuse, et la contractilité, résultat ultime de la stimulation. Lorsqu'une fibre musculaire se contracte, sa longueur diminue, ce qui génère un mouvement de rapprochement de ses extrémités.

2.2. Excitation de la fibre musculaire

On distingue quatre phases au cours de la contraction d'une cellule musculaire "type" :

- L'excitation ou la stimulation qui correspond à l'arrivée du message nerveux sur la fibre musculaire.
- Le couplage excitation-contraction qui regroupe l'ensemble des processus permettant de transformer le signal nerveux reçu par la cellule en un signal intracellulaire vers les fibres contractiles.
- La contraction proprement dite.
- La relaxation qui est le retour de la cellule musculaire à l'état de *repos physiologique*.

Les fibres musculaires reçoivent des stimulations naturellement par l'intermédiaire de neurones moteurs. Les potentiels de pointe ou spikes arrivent par la jonction neuromusculaire. Lorsque l'intensité de la stimulation dépasse le seuil d'excitabilité, la fibre musculaire répond instantanément par une contraction maximale, on dit que la dépolarisation a une réponse en tout ou rien. Par contre au niveau de l'ensemble du muscle, plus l'intensité augmente, plus l'amplitude de contraction augmente également car le nombre de fibres excitées s'accroît. La contraction sera maximale lorsque toutes les fibres rentrent en action. La Figure 2 représente la composition de la structure cellulaire musculaire.

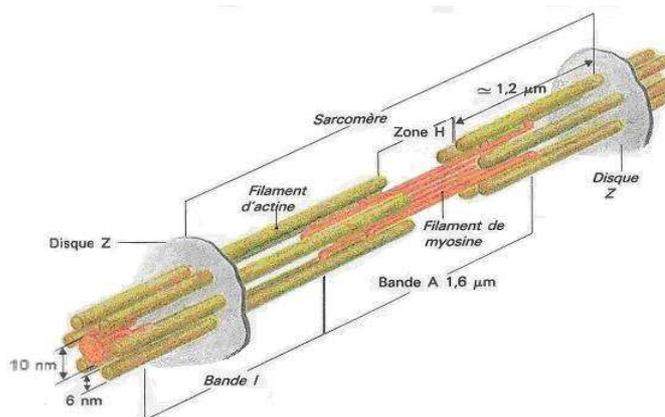


Figure 2 - Structure cellulaire musculaire.

Un réseau de canules (**réticulum sarcoplasmique**) parcourt la fibre dans le sens de la longueur. Les myofibrilles sont les fibres contractiles actine et myosine, localisées à l'intérieur de la cellule musculaire (Figure 3 et Figure 4).

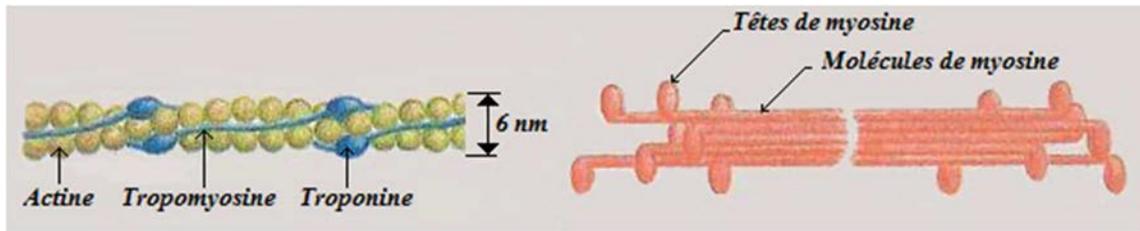


Figure 3 - Composition du sarcomère de filaments d'actine, de myosine.

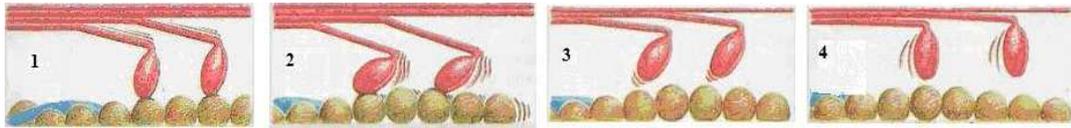


Figure 4 - Processus de glissement des filaments : pont actine myosine (1), glissement (2), relâchement (3), contraction des têtes (4).

2.3. Potentiel d'action

Le potentiel d'action est une brusque modification du potentiel de repos. C'est un phénomène électrique qui naît suite à une stimulation électrique de la cellule.

Le potentiel d'action est lié à l'activation de canaux sodiques spécifiques, ces canaux sont constitués de trois sous unités α , β_1 , et β_2 , qui sont voltage-dépendants. Les sous unités β jouent un rôle autant dans l'ouverture et que dans la fermeture.

Le rôle du potentiel d'action musculaire est l'activation de canaux calciques voltage-dépendants activant une entrée massive de calcium dans le muscle. La fixation du calcium sur la troponine va lever l'inhibition de la liaison entre actine et myosine et permet la contraction musculaire.

Le recyclage actif du calcium par le réticulum sarcoplasmique permet le retour à la relaxation musculaire.

2.4. Échanges ioniques au cours d'un potentiel d'action

Les cellules vivantes présentent un potentiel membranaire de repos (Figure 2-1), les cellules excitables (nerfs et muscles) possèdent la propriété de modifier la perméabilité ionique de leur membrane en réponse à un stimulus, ce qui entraîne des modifications importantes de la polarisation. A l'état de repos des cellules musculaires, le potentiel membranaire mesuré atteint, selon le type de cellules, une valeur comprise entre -60 et -100mV, l'intérieur de la cellule étant négatif. Afin d'assurer ce potentiel de repos, les ions Na^+ , sont repoussés en permanence en dehors de la cellule et les ions K^+ sont captés à l'intérieur. Hodgkin et Huxley Cambridge [3] démontrent en 1952 que la perte de cet état de repos est dû à un changement de la concentration relative en ions K^+ et Na^+ , en réponse à l'excitation. En effet si le stimulus est soutenu, il se traduit par une diminution du potentiel membranaire de repos vers une valeur moins négative jusqu'à atteindre une valeur critique de seuil ou potentiel seuil, après laquelle la dépolarisation totale a lieu. C'est la phase de dépolarisation, le canal sodique est activé, aboutissant à une très forte augmentation en avalanche de la conduction sodique avec un flot important de Na^+ , à l'intérieur de la cellule (Figure 5-2) : dépolarisation (augmentation brève de $g[\text{Na}]$). L'inactivation commence

1 ms après la dépolarisation, ce qui se traduit par une diminution de la conductance sodique et une diminution de la conductance potassique limitant le passage des ions K^+ (Figure 5-3) repolarisation augmentation de g_K de la cellule, en rétablissant le potentiel négatif de la membrane qui n'est autre que la repolarisation. Juste avant que le canal potassique retrouve sa valeur de repos, le potentiel membranaire peut atteindre une valeur plus négative par rapport à la valeur de repos d'origine, on l'appelle hyperpolarisation *B*.

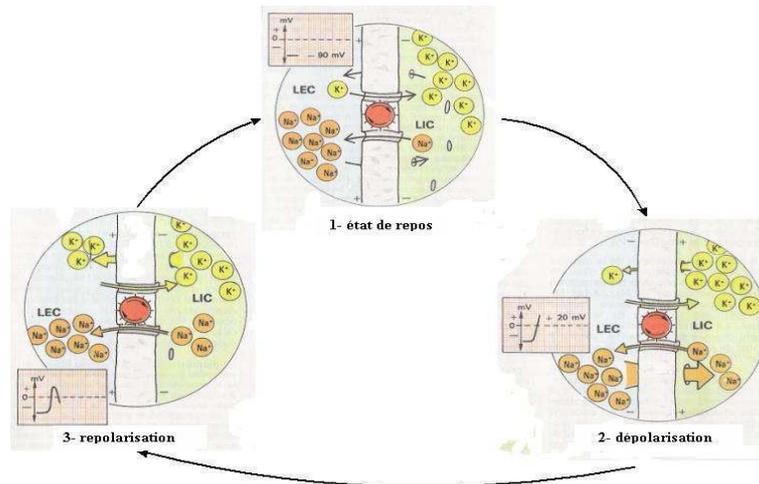


Figure 5 - Cycle d'états chimiques (1-repos, 2-dépolarisation et 3-repolarisation).

2.5. Propagation du potentiel d'action

La conduction du potentiel d'action est considérée par analogie comme un conducteur électrique. Dans un fil électrique un courant (I) peut passer d'un point à un autre, lorsqu'il existe entre ses deux points une tension (U). Ce conducteur électrique possède une résistance (R) interne de faible résistance. Comme le fil électrique une fibre nerveuse a également une résistance interne bien plus grande. Le potentiel d'action (PA)¹ se propage du soma vers l'extrémité de l'axone. La vitesse de propagation dépend principalement de deux facteurs :

- Le diamètre de la fibre de l'axone d'une part, la présence ou l'absence de myéline d'autre part.
- Son milieu conducteur est comparable au calcul d'un fil en cuivre en physique.

L'axone est comparé à un tube creux dont son centre est l'axoplasme, il contient des ions (K^+), ces ions sont les porteurs de courants électriques permettant d'établir des connexions à d'autres régions voisines à charges contraires.

¹ PA= potentiel d'action

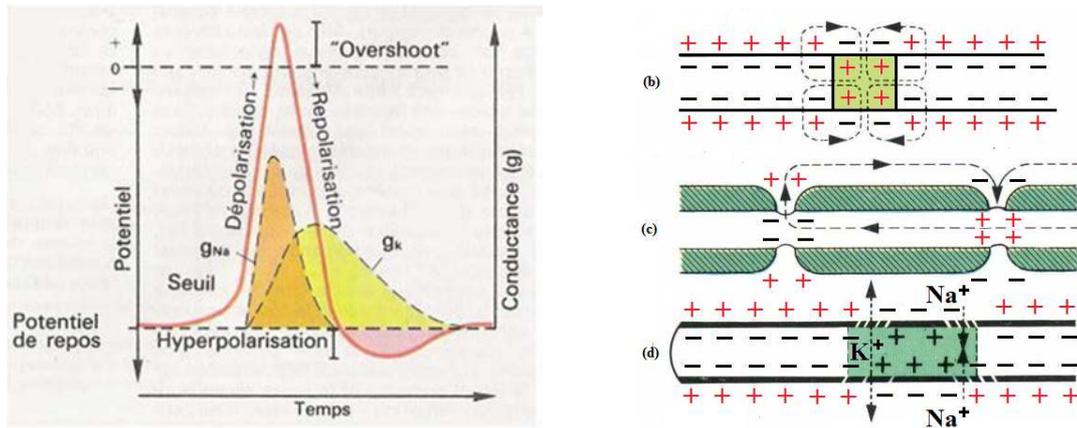


Figure 6 - Potentiel d'action idéalisé (a) et les différentes étapes de la conductance ionique (b)

La Figure 6 représente la conductance (g) et le potentiel membranaire de repos compris de -60 à -100mV . Durant un potentiel d'action, la polarité s'inverse rapidement pour atteindre une valeur de pic comprise entre $+30$ et $+50\text{mV}$ avant de revenir à son état initial. L'axoplasme présente une résistance (R) proportionnelle à sa résistivité (ρ) et au rapport de la longueur (l) de l'axone sur sa section (s) d'où la formule : $R = \rho l/s$. Plus la section est faible (diamètre faible) plus la résistance de l'axoplasme est grande, et plus l'écoulement d'un courant dans le milieu axonal est difficile. Or l'ensemble du mécanisme de propagation repose sur la circulation de courants locaux. Une fibre nerveuse conduit le courant sur quelques micromètres à quelques millimètres. La courbe du potentiel d'action de la Figure 6-a nous montre le résultat de la dépolarisation et de repolarisation que l'on peut assimiler à une charge et décharge d'une capacité en physique. Les différentes étapes de la propagation continue du potentiel d'action le long d'une fibre amyélinique (Figure 6-b), en Figure 6-c montre la propagation saltatoire du potentiel d'action le long d'une fibre entourée de la gaine de myéline d'un étranglement de Ranvier² et en Figure 6-d, la perméabilisation aux ions K^+ , Na^+ (origine du PA). Lors d'une excitation (Figure 7- d), un déclenchement d'un potentiel d'action (brève entrée de Na^+) se produit un courant ionique vers l'intérieur de la cellule nerveuse. La membrane cellulaire (chargée $+$ à l'extérieur) à l'état de repos voit sa charge changer de signe (l'extérieur devient négatif, Figure 7 -b). Cette inversion entraîne le long de la fibre nerveuse un courant électrique. L'endroit innervé par la terminaison nerveuse se dépolarise, et cela se traduit par une inversion de la différence de potentiel (ddp) membranaire.

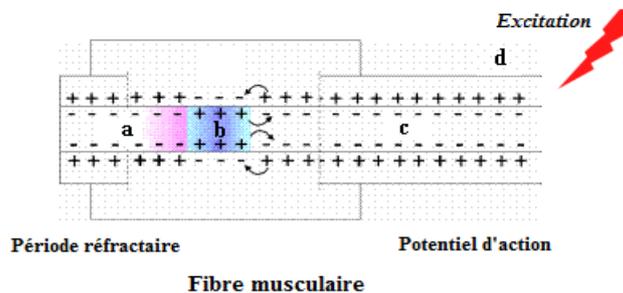


Figure 7 - Excitation nerveuse d'une fibre musculaire(d), période réfractaire(a), modification de la polarisation lors d'une excitation (b), potentiel d'action(c).

² Les nœuds de Ranvier, situés entre la région myélinisée, sont de petits segments de l'axone d'environ $1 \mu\text{m}$ de long où la gaine de myéline est interrompue (étranglement). Ils constituent une zone à faible résistance électrique ou à peu près tous les canaux Na^+ de l'axone sont concentrés.

Il en résulte la création de courants locaux aussi bien à l'intérieur qu'à l'extérieur de la fibre. Le sens de ces courants traduit une diminution de la **ddp** membranaire des zones voisines de la zone excitée. Lorsque la **ddp** membranaire diminue suffisamment, le "Spike³" apparaît et assure la propagation de proche en proche de l'influx à une certaine vitesse de conduction qui est d'environ de 2 à 6 m/s chez l'humain. En 1955, Buchthal et coll. [4], donnent comme vitesse de conduction entre 3,3 à 5,3 ms/s, par contre en 1979, De Luca [5] donne celle-ci de 2 à 6m/s, puis en 1987 Andreassen et coll. [6] indiquent une vitesse de 2,6 - 5,3 m/s. La zone 'a' de la Figure 6 est la période réfractaire d'une durée de 1 à 2 ms : durant cette période, l'excitation n'a pas d'effet, même pour des intensités extrêmement fortes. Dans le cas où la longueur d'onde du potentiel d'action est supérieure à la longueur de la fibre, le front d'excitation atteint l'extrémité de la fibre avant que la repolarisation ne recommence.

2.6. Unité motrice

Par définition une unité motrice (UA) est composée de motoneurones et de fibres musculaires qu'elle innerve. Les motoneurones constituent la voie de sortie du système nerveux central (SNC). Il existe trois types de motoneurones : alpha α , gamma γ et beta β . Ce sont des cellules nerveuses connectées aux muscles, qui commandent leur contraction à l'aide d'une impulsion nerveuse. Elles peuvent interagir avec un plus ou moins grand nombre de fibres musculaires, l'ensemble étant appelé unité motrice (UA). Les motoneurones α participent à l'innervation des fibres musculaires responsables de la contraction. Des groupes d'unités motrices travaillent souvent ensemble pour coordonner les contractions d'un seul muscle. Les muscles squelettiques sont formés de fibres musculaires de deux types différents : les fibres de type I et les fibres de type II. La Figure montre une coupe transversale de muscle après coloration permettant de mettre en évidence l'ATPase myofibrillaire dont l'activité est élevée dans les fibres de type II. Les fibres de type II apparaissent en noir (1,3), les fibres de type I dont l'activité ATPasique est faible ne sont pas colorées et apparaissent en blanc(2,4).

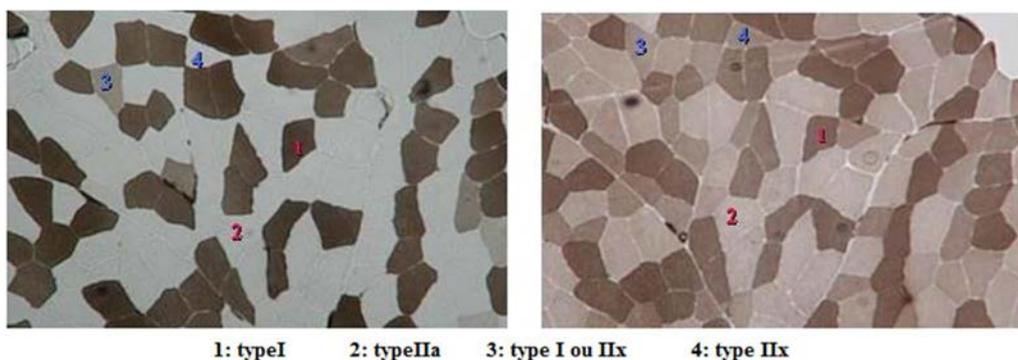


Figure 8 - Coupe transversale de muscle avec fibres de type I, de couleur foncée, et fibres de type II, de couleur claire.

Les deux coupes ci-dessus ont été réalisées dans des conditions différentes, ce qui explique la légère différence de coloration entre les deux images. Les fibres musculaires innervées par un même motoneurone sont toutes du même type (Figure 8). On peut ainsi parler d'unités motrices de type I et d'unités motrices de type II, qui diffèrent par leurs

³Spike = pic

propriétés structurales et fonctionnelles. En fonction d'un type de muscle, le nombre de fibres d'une unité motrice varie de façon importante : par exemple pour le muscle soléaire le nombre de fibres par unité motrice peut atteindre 1750 alors que pour le peaucier celles-ci sont habituellement proches de seulement 25.

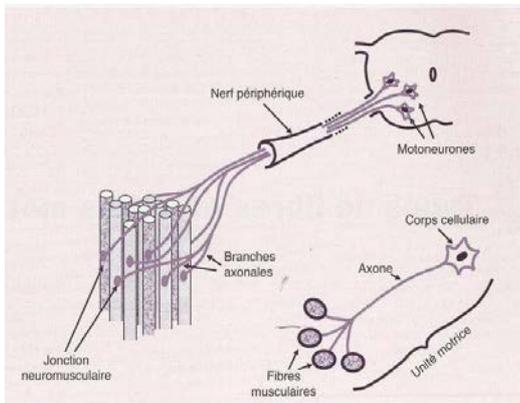


Figure 9 - Un axone innerve plusieurs fibres musculaires.

Les unités motrices ont une forme circulaire de quelques millimètres [7, 8], et la distribution des fibres à l'intérieur d'une autre unité motrice est uniforme [9].

Chaque muscle est constitué d'un nombre variable d'unités motrices. Dans un même muscle, on peut observer des unités motrices qui diffèrent par leurs types cellulaires mais aussi par leurs propriétés contractiles.

2.7. Recrutement des unités motrice

Lors d'une contraction volontaire, le potentiel d'action est la somme dans le temps des potentiels élémentaires des fibres musculaires de l'unité motrice, qui se contractent d'une manière presque synchrone. De nombreux facteurs peuvent en faire varier l'amplitude, la durée, la forme et la fréquence. Lors d'une contraction isométrique (constante), l'unité motrice reste active depuis le début et durant toute la phase de la contraction. Le nombre de fibres innervées par un même motoneurone est proportionnel à leur taille, les petites unités motrices sont recrutées en premier et suivies par les plus grandes. En général, les fibres musculaires d'une même unité motrice sont réparties aléatoirement dans un muscle et sont mélangées avec d'autres fibres musculaires appartenant à des unités motrices différentes [10]. La section d'une unité motrice est 10 à 30 fois plus grande que celle d'une fibre musculaire, n'importe quelle section du muscle peut contenir des fibres de 20 à 50 unités motrices différentes. Cette distribution aléatoire tend vers un processus gaussien. Le potentiel d'action d'une unité motrice est défini comme la somme des potentiels d'action d'une fibre musculaire d'où l'équation 1 :

$$(1) \quad MUAP(t) = \sum_{i=1}^{nbf} PAnbf_i(t)$$

avec : **MUAP** : motor unit action potential (potentiel d'action d'une unité motrice)
PA : potentiel d'action, **i** : indice des fibres,
t : durée, **nbf** : nombre de fibres musculaires

Le **nbf** est le facteur le plus important associé à chacune d'elle [11], sachant que d'autres auteurs établissent un lien entre la force de contraction et le diamètre des fibres. Cette association n'est pas systématique chez l'Homme [12]. La contraction musculaire soutenue

doit être constamment activée. La séquence qui en résulte est un train de potentiels d'actions d'une même unité motrice ou dite : MUAPT⁴.

$$(2) \text{ MUAPT}_i(t) = \sum_{j=1}^n \text{MUAP}_{i,j}(t-t_j) \quad \text{avec } t - t_j \geq 0$$

i : indice d'une unité motrice musculaire.

j : indice d'une excitation nerveuse dans le temps.

t_j : instant d'excitation correspondant.

L'intervalle d'excitation traduit le temps qui sépare deux excitations adjacentes. Il est expliqué comme un variable aléatoire avec des propriétés statistiques caractéristiques [12].

Buchta et coll. [13] ont décrit cette caractérisation de l'intervalle d'excitation comme une distribution gaussienne alors que De Luca et Forest [12] ont observé une distribution asymétrique.

2.8. Mécanique de la contraction musculaire

Pour faire un parallèle avec la mécanique, A.V. Hill [14, 15] a modélisé la structure musculaire avec un ressort. Le muscle peut être assimilé à un système mécanique (Figure 10) composé de trois composantes :

- **composante contractile** : les sarcomères (actine-myosine)
- **composante élastique en parallèle** : tissu conjonctif, membranes cellulaires, tissu épithélial
- **composante élastique en série** : le tendon.

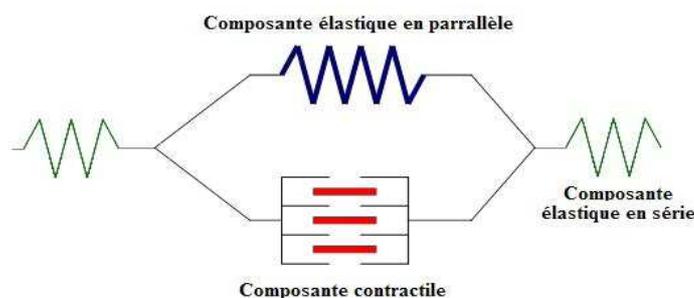


Figure 10 - Modélisation de la structure musculaire par HILL.

On distingue différents types de contractions musculaires : isométrique et dynamique. En isométrique, la force produite par le muscle est égale à la force externe. Par contre en dynamique deux types de contraction sont possibles :

- **excentrique**, c'est-à-dire que la force produite par le muscle est inférieure à la force externe.
- **concentrique**, c'est-à-dire que la force produite par le muscle est supérieure à la force externe.

⁴ Motor Action Potential Train

La contraction isométrique ne produit pas de travail externe : l'énergie est libérée sous forme de chaleur. Lors du raccourcissement, l'énergie totale libérée sous forme de chaleur plus le travail est supérieur à celle libérée lors de la contraction isométrique (c'est l'effet Fenn). A.V.HILL proposa de décrire la relation force-vitesse (Figure 11) une équation hyperbolique de la forme $(F+\alpha) V = b (F_0-F)$ étant la force isométrique maximale et α et β des constantes.

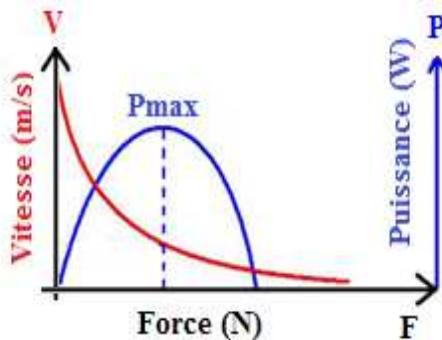


Figure 11 - Diagramme force-vitesse.

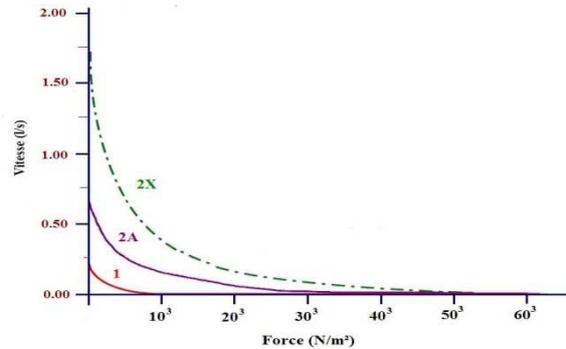


Figure 12 - Relation force vitesse des fibres de type I, 2A, 2x.

La vitesse de raccourcissement est proportionnelle à la longueur du muscle. La puissance définie par $W = F \times V$ (W = puissance en watts, F =Force en newton, V =vitesse en m/s), est donc identique pour des muscles de même volume : les muscles courts ont une plus grande force, les muscles longs ont une plus grande vitesse. Sachant que la puissance maximale n'est obtenue pour une même vitesse. La relation force vitesse intervient en fonction du type de fibre (Figure 12). L'équation (3) est celle d'état applicable à un muscle squelettique qui a été stimulé pour simuler le tétanos. Elle rapporte la tension à la vitesse :

$$(3) \quad (V + \beta) = (P + \alpha) = \beta(P_0 + \alpha)$$

D'où on peut en déduire de la relation force-vitesse l'équation 4 :

$$(4) \quad V = \frac{(P_0 - P)\beta}{P + \alpha}$$

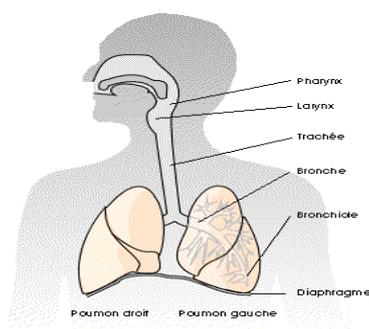
Avec : P : charge ou la tension dans le muscle
 V : vitesse de la contraction
 P_0 : charge maximum ou la tension produite dans le muscle
 α et β : constantes de vitesse (α) et de force (β)

3. Fonction respiratoire

La respiration se définit comme l'ensemble des fonctions assurant l'échange oxygène-gaz carbonique, entre l'atmosphère et les alvéoles pulmonaires, vers les cellules de l'organisme qui sont assurées par la ventilation pulmonaire. Elle est le résultat de la contraction cyclique permanente du diaphragme et d'autres muscles respiratoires (intercostaux internes et externes, scalènes et sternomastoids). La respiration est aussi automatique et autorégulée à des fins homéostatiques, par des générateurs de rythme situés dans le tronc cérébral et recevant de nombreuses informations afférentes en particulier chimiques (oxygène et dioxyde de carbone). L'appareil respiratoire a pour rôle de fournir de l'oxygène au sang et d'expulser du corps des déchets gazeux, constitués principalement par le dioxyde de carbone. La respiration se manifeste extérieurement par des mouvements réguliers : l'inspiration et l'expiration. Le rythme de la respiration varie en fonction de l'activité. L'air qui ressort des poumons est différent de l'air qui entre ; il contient moins d'oxygène et plus de « gaz carbonique » et de vapeur d'eau : l'air est modifié pendant que nous respirons. Au niveau alvéolaire, l'oxygène passe dans le sang pour être distribué à tous les organes et inversement le gaz carbonique est rejeté comme un déchet. La respiration sert surtout à permettre de fabriquer de l'énergie.

3.1. Composition des fibres musculaires respiratoires

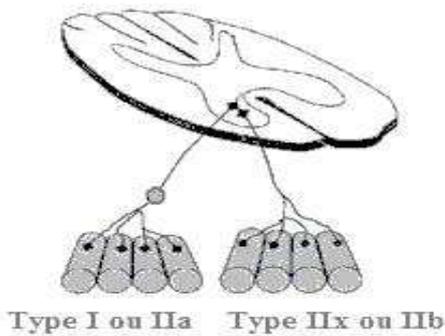
La présence de fibres lentes et rapides dans les muscles respiratoires est un reflet de leur fonction spécifique. La ventilation calme ne nécessite essentiellement que des fibres lentes, alors que les fibres rapides sont plus spécifiquement recrutées en cas d'augmentation de la ventilation. En ventilation calme, le travail respiratoire est essentiellement dû au diaphragme alors que les autres muscles respiratoires, dits « muscles accessoires » sont sollicités pour des débits ventilatoires plus élevés. Le diaphragme assure donc une activité continue, régulière, ne lui permettant pas de se «reposer» réellement, ce qui explique que ses fibres musculaires doivent être particulièrement résistantes à la fatigue.



Pendant la respiration, l'air entre par les voies respiratoires supérieures (nez, bouche, pharynx, larynx) puis passe par les voies respiratoires inférieures (trachée, bronches, poumons). La trachée se divise en deux par deux voies aériennes, les bronches, qui se divisent en voies aériennes plus petites, les bronchioles, elles sont chargées de transporter l'air à l'unité fonctionnelle des poumons les alvéoles (Figure 13).

Figure 13 - Schéma des voies respiratoires supérieures (nez, bouche, larynx) et inférieures (trachée, bronches, poumons).

La composition du diaphragme humain (Figure 14) est estimée à environ 55 % de fibres lentes (type I), 21 % de fibres oxydatives rapides (type 2A) et 24 % de fibres rapides glycolytiques (type IIX), d'après une revue récente [2]. La distribution de l'iso-forme lente de la myosine (type I) est évaluée à moins de 50 % alors que l'iso-forme 2A représenterait 40% des cellules musculaires du diaphragme.



Cette divergence s'explique par la taille des différents types de fibres, les fibres lentes étant de diamètre plus petit. Le diaphragme contient généralement des fibres dont la surface de section est plus faible comparativement aux muscles périphériques. En ce qui concerne les muscles intercostaux internes et externes, la proportion de fibres lentes est de 60 %, la composition en iso-formes serait similaire à celle du diaphragme.

Figure 14 - *Fibres de type I ou IIa et IIX ou IIb composant le diaphragme.*

A titre comparatif, la composition **d'autres muscles** périphériques tel que le muscle vaste externe du quadriceps, souvent étudié chez des sujets normaux sédentaires, est d'environ 43 % de fibres lentes, 30 % de fibres 2A et 27 % de fibres 2X et la composition en myosine est de 41 % de MHC de type I, 39 % de MHC de type 2A et 20 % de type 2X. En ventilation calme les fibres lentes interviennent, dans ce cas le travail respiratoire implique une activité continue du diaphragme, d'où la nécessité de fibres résistantes à la fatigue. Lors d'une augmentation de la ventilation, les fibres rapides sont plus sollicitées. Dans ce cas, ce sont les autres muscles notamment les intercostaux (internes, externes) qui sont plus sollicités pour des débits ventilatoires. Dans tous les cas, le diaphragme réagit à la commande du système nerveux autonome (3, 4, 5 racines nerveuses cervicales) par l'intermédiaire des nerfs phréniques gauche et droit (Figure 15).

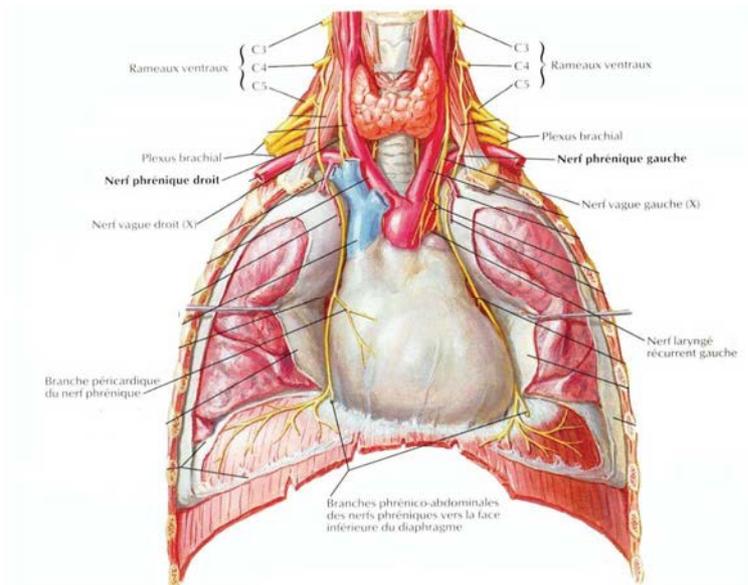


Figure 15 - Représentation des nerfs phréniques (gauche et droit) innervant la coupole diaphragmatique d'après Netter1997.

3.2. Principaux muscles des voies respiratoires

Appareil respiratoire

On distingue trois zones de l'appareil respiratoire (Figure 16), la zone des voies aériennes supérieures (nez, cavité nasale, bouche, pharynx, larynx), la zone des voies aériennes inférieures (poumon, arbre bronchique : trachée, bronches, bronchioles, alvéoles pulmonaires) et le diaphragme.

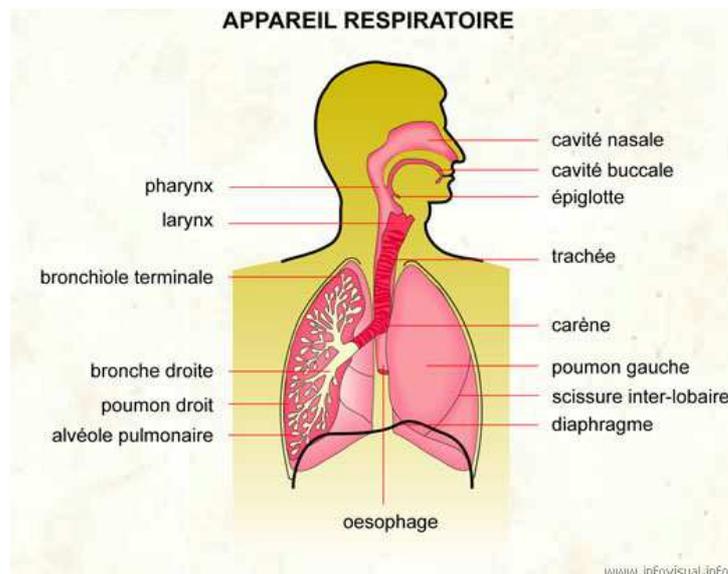


Figure 16 - Appareil respiratoire (voie supérieur et voie inférieur).

3.3. Description des muscles respiratoires

La mécanique ventilatoire est l'étude des forces qui permettent ou qui s'opposent à l'écoulement de l'air dans les voies aériennes. Le volume de la cage thoracique augmente à chaque pénétration de l'air (c'est l'inspiration) et diminue à chaque rejet (c'est l'expiration). L'alternance régulière des mouvements d'inspiration et des mouvements d'expiration définit le rythme respiratoire. La cage thoracique, formée par les côtes, la colonne vertébrale et le sternum, n'est pas une enceinte à claire-voie. En effet, les espaces entre les côtes sont occupés par les muscles intercostaux. Par ailleurs, le diaphragme (Figure 17), muscle aplati légèrement bombé, forme le plancher de cette cage entièrement close.

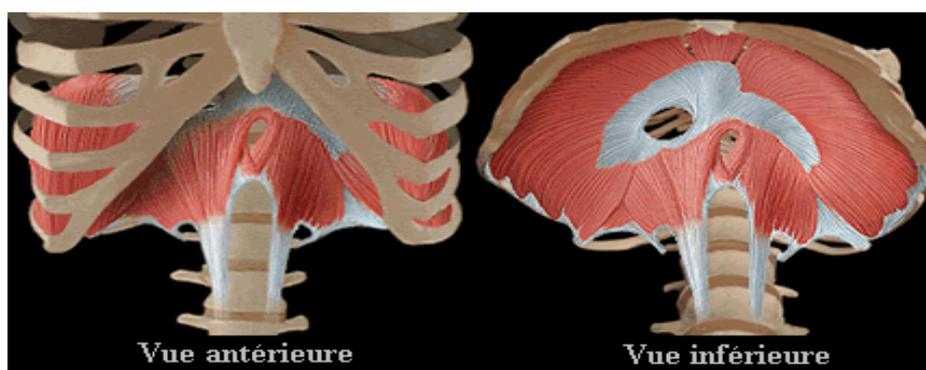
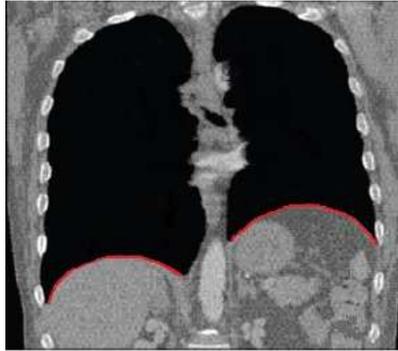


Figure 17 - Différentes vues anatomiques du diaphragme.

Les poumons sont « collés » à la cage thoracique par la plèvre (ensemble de deux membranes séparées par le liquide pleural). Ainsi, quand la cage thoracique augmente de volume, les poumons suivent. Cette augmentation de volume entraîne l'entrée de l'air. Les muscles intervenant dans les mouvements respiratoires sont nombreux, deux mouvements complémentaires accroissent le volume de la cage thoracique et provoquent l'inspiration normale :

- La contraction du diaphragme.
- La contraction des muscles intercostaux qui élève les côtes.
- L'inspiration normale est un phénomène actif alors que l'expiration normale est un phénomène passif ; les muscles précédemment contractés se relâchent, l'élasticité des poumons fait le reste.
- Dans l'inspiration forcée, le diaphragme se contracte davantage ; de nouveaux muscles éleveurs des côtes entrent en jeu et complètent l'action des intercostaux.
- Dans l'expiration forcée, la contraction de muscles dits « expirateurs » s'ajoute au relâchement des muscles éleveurs. Ainsi une contraction des muscles abdominaux comprime les viscères ("on rentre le ventre ") ce qui refoule le diaphragme vers le haut et accentue la diminution de volume de la cage thoracique.
- La respiration normale est involontaire et inconsciente alors que les mouvements d'inspiration et d'expiration forcée sont volontaires.



Le diaphragme se situe entre la cavité thoracique et la cavité abdominale (identifié en rouge, séparation des deux cavités).

Le diaphragme est formé de deux coupoles à droite et à gauche. On s'aperçoit sur l'image de scanner d'une coupe frontale que la coupole de gauche est plus haute que la coupole de droite (Figure 18).

Figure 18 - Coupe frontale de la cage thoracique montrant les poumons ainsi que la localisation du diaphragme.

On distingue deux groupes de muscles qualifiés d'inspirateur :

- le diaphragme qui est le muscle inspirateur principal, innervé par le nerf phrénique, contribue pour plus de 50 % au volume courant normal (Vt).
- les muscles intercostaux et autres muscles respiratoires accessoires.

Les scalènes sont les plus importants et ils sont toujours actifs même pendant la respiration calme. Les sternocléidomastoïdiens ne sont mis en jeu que lors d'une augmentation du travail respiratoire. C'est une large nappe musculaire en forme de dôme, qui sépare la cavité thoracique de la cavité abdominale, ces nerfs moteurs sont les phréniques dont les origines sont au niveau des 3^e, 4^e, 5^e espaces intervertébraux (C3, C4, C5). Le diaphragme est composé de fibres musculaires : 55% de type I, 20% de type II a, 25% de type II b. C'est le muscle respiratoire le plus important, il est associé de deux entités fonctionnelles distinctes :

- le diaphragme costal : tend cent /inser 7^e 12^e côtes /Rem 4^e et 5^e
- le diaphragme crural : tend cent /vertèbres lombaires.

Le diaphragme est innervé par les nerfs phréniques issus du plexus cervical à la hauteur de la 4^e vertèbre cervicale (C4). La contraction du diaphragme exerce deux effets principaux : l'abaissement des hémicoupoles d'environ 2 cm en ventilation calme et 10 cm en hyperventilation (Figure 19).

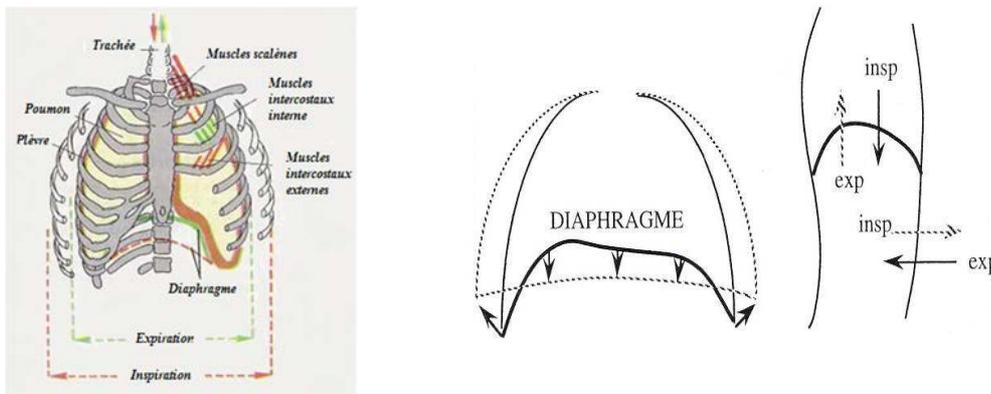


Figure 19 - Effets de la contraction des muscles respiratoires :

- inspiration : contraction du diaphragme et distension passive des parois abdominales.
- expiration : contraction abdominale et relâchement du diaphragme.

Le mouvement vertical du diaphragme est comparé à un piston. Ce mouvement modifie les pressions à l'inspiration ; la pression pleurale (Ppl) devient négative, par opposition celle de la pression abdominale (Pab) devient positive, cela entraîne une forte augmentation de part et d'autre du diaphragme, c'est la pression diaphragmatique (équation 5).

$$(5) \quad P_{di} = P_{ab} - P_{pl}.$$

Une double expansion sagittale et transversale de la cage costale est pour l'une liée à l'augmentation de la pression abdominale (Pab) et pour l'autre par l'élévation active de côtes inférieures, dans ce cas c'est le rôle propre du diaphragme costal.

L'activité électrique du diaphragme montre une fréquence de décharge de 50 à 100 secondes avec augmentation régulière tout au long de l'inspiration et une diminution expiratoire progressive avec annulation au milieu de l'expiration. Cette réduction d'activité expiratoire se fait beaucoup plus rapidement au cours de l'hyperventilation et s'associe à une réascension terminale pré-inspiratoire. Les muscles intercostaux sont constitués des 5 premiers para-sternaux et des intercostaux externes. Ce sont des muscles plats agencés en deux couches, tendus entre le bord inférieur et le bord supérieur. La contraction des muscles intercostaux externes entraîne une projection des côtes vers le haut et vers l'avant et donc une augmentation des diamètres transversaux et antéropostérieur du thorax. Les intercostaux internes entraînent un abaissement des côtes provoquant une diminution du diamètre latéral du thorax. Ils ont un rôle d'expansion de la cage thoracique et ils sont relativement inefficaces par eux-mêmes et agissent en renforçant l'action du diaphragme.

Les muscles accessoires champartant le cou, les scalènes sont les plus importants et ils sont toujours actifs même pendant la respiration calme. Les sternocléidomastoïdiens ne sont mis en jeu que lors d'une augmentation du travail respiratoire. Les pectoraux (grand dentelés, trapèzes, sous claviers), les muscles abdominaux (obliques, internes et externes), les grands droits sont des muscles qui interviennent lors d'une expiration forcée.

Interaction des muscles respiratoires.

De TROYER (Figure 20) a démontré que l'interrelation entre les muscles respiratoires est différente selon que les muscles sont placés en série (déplacements additifs, mais non les forces) ou en parallèle (forces additives mais non les déplacements).

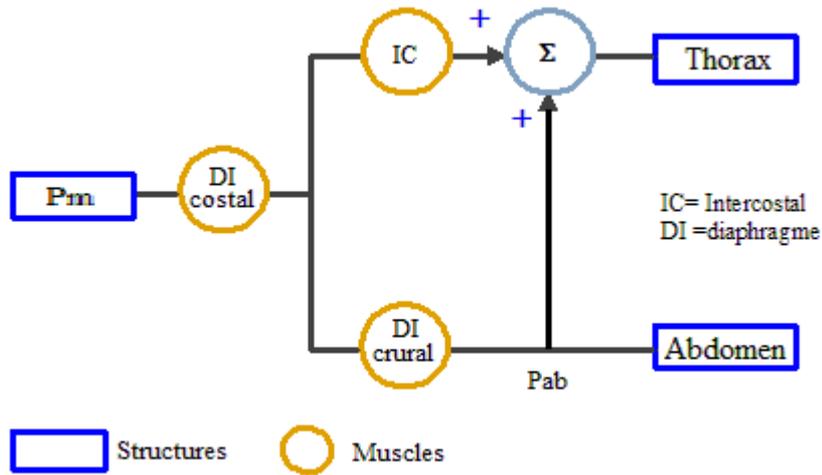


Figure 20 - Modélisation de la mise en œuvre de la fonction respiratoire de Macklem

Le diaphragme costal est placé en série avec les intercostaux et les inspireurs accessoires, par contre le diaphragme crural est placé en parallèle avec les muscles de la cage thoracique [16, 17].

Rôle des muscles respiratoires des voies aériennes supérieures (VAS).

Situés à l'extérieur du thorax, les voies aériennes supérieures font quand même partie de la mécanique ventilatoire. Les voies aériennes supérieures sont constituées de quatre zones anatomiques distinctes (Figure 21) :

- 1)- Nasopharynx, 2)- Oropharynx, 3)- Hypopharynx, 4)- Larynx.

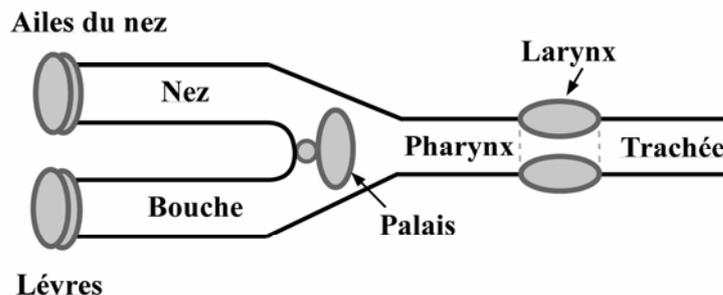


Figure 21 - Schéma de voies aériennes supérieures. Les "ovoïdes" représentent les régions anatomiques pouvant se collaber et gêner le flux aérien.

Les VAS se comportent comme un tube flexible entre deux structures rigides que sont le nez, la trachée, l'activité musculaire permettant le maintien de la perméabilité des VAS. Elles ont un fonctionnement extrêmement différent des muscles intra-thoraciques. Globalement, à l'inspiration, la pression à l'intérieur des voies aériennes est négative, c'est une pression qui a tendance à collaber la paroi du larynx. Afin de maintenir les VAS suffisamment ouvertes, nous avons besoin de muscles dilatateurs. Il faut donc une coordination des muscles dilatateurs avec l'action du diaphragme. Leur contraction au moment de l'inspiration spontanée permet de laisser ouvertes ces voies extra-thoraciques avec

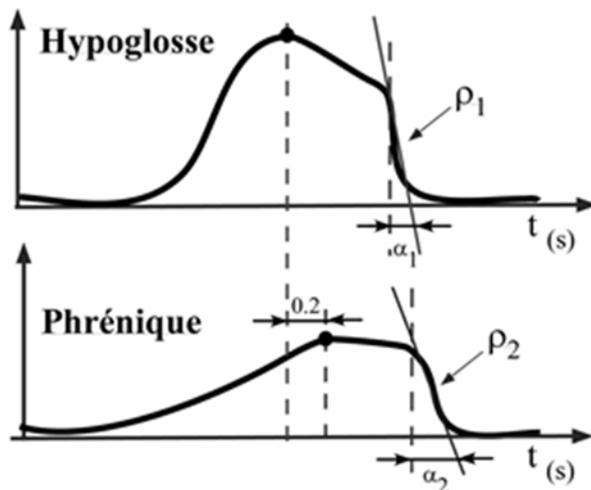
un diamètre important. On ne peut dissocier voies aériennes extra et intra thoraciques malgré la différence de fonctionnement de leurs muscles.

Lors de la ventilation spontanée, la contraction des muscles inspiratoires, le diaphragme et les muscles pariéto-thoraciques, produit une dépression intra-thoracique qui se propage à la lumière des VAS. Aussi la dépression endo-luminale peut collaborer avec la filière aérienne supérieure dès que l'équilibre entre l'activité musculaire inspiratoire et l'activité musculaire pharyngolaryngée est perturbée. La réouverture des VAS nécessite une force supérieure à celle qui est responsable du collapsus car il existe des forces extra-musculaires, telles que les forces de surface ou d'adhésion qui sont synergiques à la dépression endo-luminale [18]. Par conséquent la perméabilité de ces voies est régie par l'équilibre entre les forces de collapsus et celle de maintien du tonus de ce tube.

Les muscles dilatateurs évitent le collapsus inspiratoire des voies aériennes supérieures. Leur contraction doit donc être finement coordonnée avec celle des muscles inspiratoires thoraciques (diaphragme, intercostaux, etc...).

Au cours de l'inspiration, la contraction phasique des muscles dilatateurs des VAS génère une pression (P_{musc}) qui maintient le calibre de cette structure (partie supérieur). Au cours du sommeil ou de l'anesthésie, l'activité des muscles des VAS est réduite, ce qui expose au risque d'obstruction (partie inférieure) [19].

L'activité des VAS est imbriquée avec celle des muscles inspiratoires. En effet le pic de l'électromyogramme (EMG) des VAS précède d'environ 0.2 secondes, l'activité de l'EMG diaphragmatique (Edi), afin de stabiliser et de dilater les VAS avant la dépression thoracique inspiratoire [18]. Cela met en évidence l'apparition précocement du pic et de la pente abrupte de l'activité du nerf hypoglosse (XII^e paire des nerfs crâniens) avant celui du nerf phrénique. Cela résulte de la mise en jeu de divers récepteurs périphériques.



L'activité inspiratoire du nerf hypoglosse débute plus précocement et atteignant son maximum plus rapidement par rapport à celui du nerf phrénique (Figure 22).

La pente ρ_1 électro-neurographique du nerf hypoglosse est plus abrupte que celle du nerf phrénique ρ_2 : $\alpha_2 > \alpha_1$.

Figure 22 - Représentation de l'activité électro-neurographique du nerf hypoglosse (Hy) et du nerf phrénique (Ph).

Rôle des muscles respiratoires inférieurs.

C'est un ensemble de muscles striés constituant un système géométrique complexe de muscles, de formes, de structures et d'orientations complexes. Il est difficile de séparer leurs activités et de l'analyser en termes de relations : tension-longueur, tension-vitesse et travail mécanique. Leur contraction entraîne des variations de volume, de débit et de pression de la cage thoracique et des poumons qui sont mesurables et qui permettent d'estimer le travail produit suivant l'équation (6) :

$$(6) \quad W_j = Pdi \times Vt$$

W_j : travail musculaire (joules)

Pdi : pression diaphragmatique (cmH₂O)

Vt : volume courant ou Vt tidal volume (litre)

Les muscles respiratoires fonctionnent en permanence et sont essentiels à l'activation du système respiratoire, ils doivent être dotés d'une force, d'une endurance suffisante pour mobiliser la cage thoracique et les poumons. Ce sont des muscles squelettiques à part entière, ils peuvent présenter un état de fatigue lorsque la charge de travail est augmentée (exercice, lésion, fièvre, pathologie), mais aussi doivent être entraînés et développer des capacités fonctionnelles accrues. Ces muscles doivent recevoir la commande produite dans le système nerveux central, ce qui implique une jonction neuromusculaire fonctionnelle, l'intégrité des nerfs phréniques et des racines (C4 principalement, C5 accessoirement) qui les constituent, et l'intégrité du relais moto-neuronal spinal. La commande elle-même doit être qualitativement (coordination des différents groupes musculaires) et quantitativement adéquate y compris pendant le sommeil, modulée en fonction des besoins, et adéquatement transmise aux motoneurons spinaux. La respiration met en jeu différents types de muscles indispensables à la ventilation comme par exemple ceux qui agissent pour les mouvements de la cage thoracique. On distingue les muscles intercostaux internes, moyens, sous costaux et le muscle triangulaire du sternum. Les muscles intercostaux internes occupent depuis les tubérosités costales jusqu'au début des cartilages costaux (Figure 23). L'union du segment osseux de la cote avec le cartilage costal et le muscle intercostal externe se prolongent dans chaque espace intercostal par la membrane intercostale externe. Ce sont des muscles qui jouent un rôle actif dans la respiration. Les muscles intercostaux externes ont leurs origines sur la lèvre externe de la gouttière costale et leurs insertions sur le bord supérieur de la cote sous-jacente. Ils se dirigent obliquement de haut en bas et d'arrière en avant. D'après leurs actions, ils sont décrits comme *muscles inspireurs*. Ce sont des muscles qui ne jouent un rôle actif que dans l'inspiration s'accompagnant d'effort, comme à l'exercice, alors que pour l'inspiration normale les muscles scalènes suffisent. Les muscles intercostaux moyens s'étendent dans chaque espace intercostal de l'angle costal extérieur postérieur au sternum. Leur origine se trouve sur le bord supérieur de la face interne de la côte et l'insertion au niveau de la gouttière costale. De l'angle costal postérieur aux vertèbres, ces muscles font place à des fibres tendineuses qui, dans leur ensemble constituent, la membrane intercostale interne.

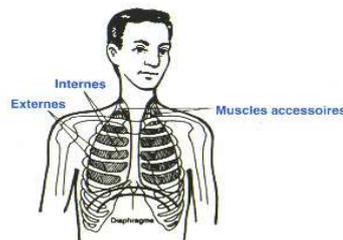


Figure 23 - Différents muscles inter-cartilagineux.

Les muscles intercostaux moyens ont une direction inverse à celle des muscles intercostaux externes, oblique de bas en haut et d'arrière en avant. Les muscles sous costaux sont situés au niveau des angles costaux postérieurs. Il s'agit de faisceaux des muscles intercostaux moyens qui s'étendent sur plusieurs segments. Le diaphragme (Figure 24) est le principal muscle respiratoire, il s'agit d'une cloison de nature musculaire et tendineuse qui sépare la cavité thoracique (partie supérieure de l'organisme) de l'abdomen (en dessous).

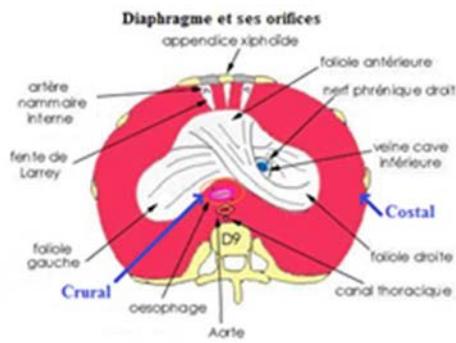
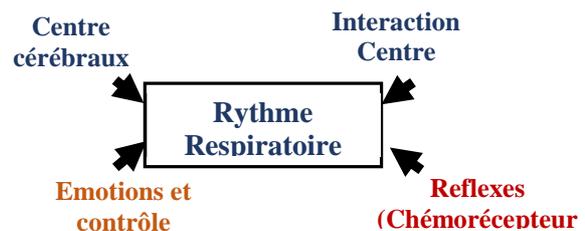
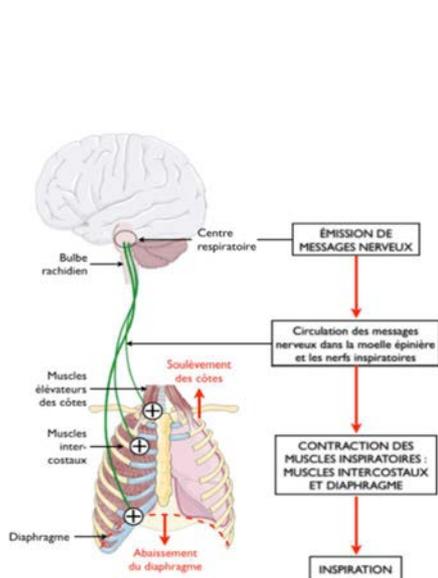


Figure 24 - Diaphragme crural et costal (flèches en bleu).

Le diaphragme se divise en deux parties : crurale et costale. Sur la Figure 20, la partie crurale est située autour de l'œsophage. Son origine du côté gauche est aux vertèbres L1 et L2 et le droit aux vertèbres L1, L2 et L3 [20]. La partie costale prend son origine à partir des côtes D7 à D12 et s'insère sur le tendon central.

3.4. Régulation de la respiration

La contraction rythmique des muscles respiratoires est commandée par des messages nerveux en provenance du bulbe rachidien. Le contrôle de la respiration est un rythme automatique, permanent et normalement inconscient. Il prend naissance dans des réseaux neuronaux (neurones respiratoires) groupés en deux centres du bulbe rachidien : neurones inspiratoires groupe respiratoire dorsal (GRD) et neurones expiratoires groupe respiratoire ventral (GRV). Le contrôle se modifie en fonction de nombreux facteurs pour adapter le fonctionnement de l'appareil respiratoire en fonction de ses besoins. L'automatisme respiratoire (Figure 25) est assuré par les centres bulbaires (alternance inspiration, expiration).



Les centres respiratoires comportent :

- bulbe contenant le centre respiratoire
- le pont (protubérance)

La moelle

- Motoneurones alpha (corne antérieure)

reçoivent les influx élaborés par les centres

Muscles respiratoires (effecteurs)

- Muscles respiratoires
- Muscles contrôlant les VAS

Figure 25 - Centre nerveux de la fonction respiratoire.

En ventilation normale, le contrôle de la respiration s'adapte aux modifications des besoins métaboliques, à l'utilisation du système respiratoire non liée aux échanges gazeux, à la modification des pressions partielles ou à la composition de l'air ambiant. Mais face à tous processus pathologiques, il y a maintien des pressions PO_2 et PCO_2 qui doivent rester constantes. Ainsi le système respiratoire réagit dans le cas d'une hyperventilation la PaO_2 diminue avec le pH alors que la $PaCO_2$ augmente ou dans le cas inverse, si la PaO_2 avec le pH augmente et que la $PaCO_2$ diminue, cela entraîne une hypoventilation. Lors d'un exercice physique, l'augmentation du rythme et de l'amplitude des mouvements respiratoires est due à une augmentation de la fréquence de ces messages nerveux. Tout comme le rythme cardiaque, il peut y avoir une anticipation à l'effort. On peut réaliser des inspirations et expirations forcées. Celles-ci résultent d'un contrôle volontaire des muscles respiratoire et des abdominaux. Les poumons ne fonctionnent pas de manière automatique, mais sous l'influence de messages nerveux qui entraînent la contraction de muscles respiratoires à chaque cycle respiratoire. Cette contraction des muscles respiratoires est commandée par des nerfs issus d'un centre nerveux bulbaire (Figures 26, 27).

Le centre respiratoire bulbaire contrôle la fréquence et l'intensité des messages nerveux circulant vers les muscles pulmonaires. Le passage du repos à l'exercice augmente la fréquence d'envoi des messages nerveux, ce qui détermine une augmentation de la fréquence respiratoire.

L'intensité des messages nerveux détermine également la recrudescence de l'intensité de la contraction musculaire. Le volume courant⁵ est également augmenté.

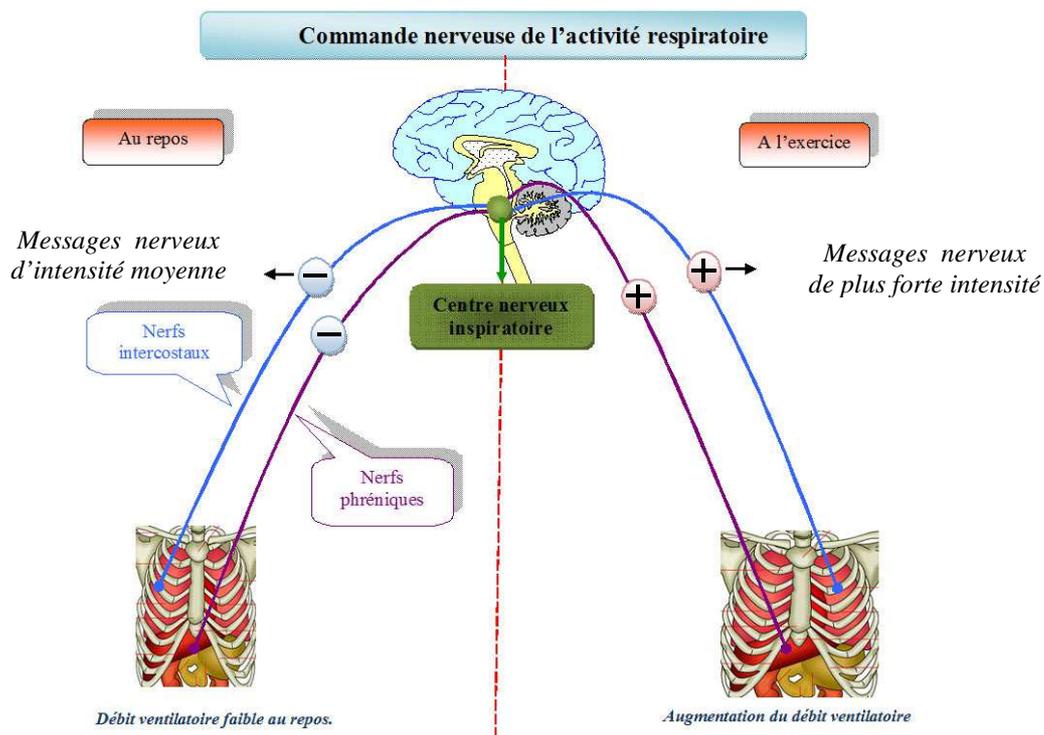


Figure 26 - Processus de commande de l'activité respiratoire lors du passage de l'état de repos à l'effort (inspiration). L'augmentation de fréquence d'envoi des messages nerveux aux nerfs phréniques et intercostaux induit une augmentation de la fréquence respiratoire, de l'intensité des messages nerveux, de l'intensité de la contraction des muscles intercostaux et du diaphragme et du volume courant (V_t). En l'absence de message nerveux il y a relâchement musculaire (expiration).

⁵ V_t : volume courant ou V_t tidal volume

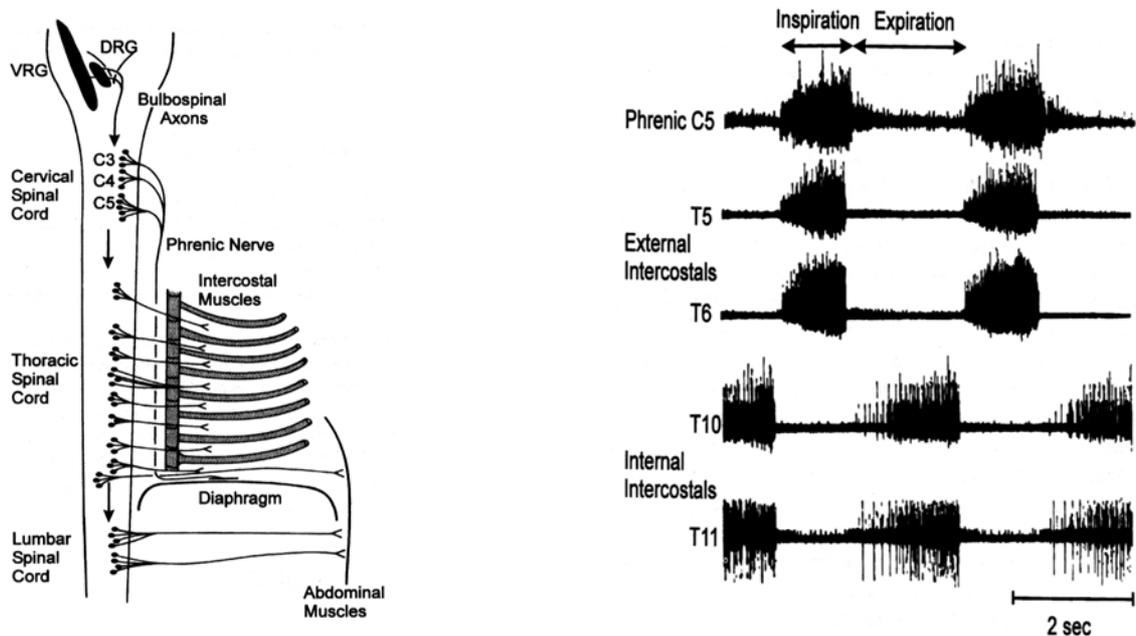


Figure 27 - Exemple d'expérimentation chez le chat : à gauche, représentation des faisceaux de commande des moteurs neurones des muscles respiratoires, à droite, les signaux de l'activité électrique des différents muscles respiratoires. En haut à droite, les trois muscles (phrénique, et des intercostaux externes) sont représentés les courbes de l'activité électrique à l'inspiration l'expiration, et celles du bas représentent à l'expiration l'activité électrique des muscles intercostaux externes.

4. Fatigue et défaillance musculaires respiratoires

La fatigue des muscles respiratoires constitue une entité clinique bien individualisée qui a des implications en médecine interne [21]. Cependant, sa prévalence exacte n'est pas encore précisée. Certains des mécanismes conduisant à la survenue d'une fatigue [22] sont bien connus, comme par exemple l'application de résistances aux muscles respiratoires et leur débit de perfusion, cependant, les modifications chimiques et électro-physiologiques au niveau cellulaire restent obscures. Des tests de détection de la fatigue des muscles respiratoires représentent déjà des ouvertures dans la compréhension des mécanismes physiologiques. A l'heure actuelle, les méthodes cliniques de détection de la fatigue des muscles respiratoires sont encore en phase d'évolution, et on ne peut énoncer que des principes généraux concernant son traitement. A l'évidence, de nouveaux travaux sont nécessaires pour déterminer la prévalence, établir le diagnostic et évaluer les thérapeutiques.

4.1. Définition

Quand on essaie de maintenir une forte contraction dans un muscle chez l'homme, la force de celle-ci diminue inéluctablement avec le temps. Cette défaillance signifie que le muscle s'est fatigué. Dans cette approche mécaniste, la fatigue peut être définie comme l'impossibilité de maintenir ou de continuer à fournir une force nécessaire pour accomplir une tâche déterminée. Toutefois, les modifications métaboliques qui conduisent à la perte de la force débutent probablement depuis le début de la contraction aboutissant à la fatigue, avant

que n'apparaisse la fatigue proprement dite telle que nous l'avons définie. Un sujet accomplissant une tâche fatigante se rend progressivement compte de l'effort qu'il fait. Le muscle devient de temps en temps douloureux (surtout si la contraction est continue) et finalement le sujet est incapable de maintenir la force requise. Les symptômes sont rapidement réversibles au repos, et celui-ci restaure la capacité de générer la force. La fatigue peut être locale, affectant un muscle isolé, ou généralisée, épuisant le corps entier, par exemple au cours de l'exercice. Il est possible que les facteurs limitant les performances soient différents dans les deux types de fatigue. Presque toutes les études concernant la fatigue des muscles squelettiques actuellement publiées dans la littérature traitent de la fatigue survenant au cours d'une épreuve d'une durée d'une heure ou moins au niveau d'un muscle auparavant normal. On ne trouve pratiquement aucune donnée sur la fatigue chronique, état de fatigue hypothétique dans lequel on ne laisserait pas le muscle se reposer suffisamment pour récupérer. Malgré notre connaissance incomplète de cet état, la fatigue chronique des muscles inspiratoires peut être habituelle dans les maladies où les muscles respiratoires sont faibles et la charge ventilatoire élevée, comme c'est le cas chez les malades atteints de bronchopathie chronique obstructive (BPCO) ou d'une résistance de la paroi thoracique élevée. Comme dans le cas des muscles squelettiques, la fatigue des muscles respiratoires peut être définie comme l'incapacité de ces muscles à développer des pressions, au niveau de l'arbre respiratoire, suffisantes pour maintenir une ventilation alvéolaire normale. Deux points particuliers caractérisent la fatigue des muscles respiratoires par rapport à celle des muscles squelettiques. Ces muscles sont indispensables à la vie, la fatigue constitue une menace de mort. La contraction continue de ces muscles pendant toute la vie est essentielle et par conséquent le repos (nécessaire pour récupérer) peut ne pas être possible sans un système d'aide extérieur. Cet état menaçant la vie peut être exploré avec une sécurité totale chez des sujets normaux respirant contre des surcharges inspiratoires fatigantes. L'intérêt pour la fatigue des muscles respiratoires est ancien, mais ce n'est que depuis une dizaine d'années que des efforts sérieux et poursuivis ont été entrepris pour comprendre sa physiopathologie. Le comportement de base des muscles respiratoires est identique à celui des autres muscles squelettiques. Leur particularité dérive de leur arrangement complexe qui aboutit à la formation de la cage thoracique et du modèle intriqué d'interactions qu'ils représentent et qui fait que cette cage thoracique fonctionne comme une pompe.

Roussos et Macklem [23] ont été les premiers à démontrer l'existence d'une fatigue des muscles inspiratoires chez l'homme. Ils ont montré que, chez le sujet normal, la pression transdiaphragmatique (P_{di}) au-dessus de laquelle la fatigue survient (à P_{di} critique) est égale à environ 40 % de la pression diaphragmatique maximale ($P_{di\ max}$) quand la durée de l'inspiration (T_i) est environ la moitié de celle du cycle respiratoire $5T_t$ durée du cycle respiratoire et donc $T_i/T_t = 0,5$.

Bellemare et Grassino [24] ont étudié, chez l'homme, pour toute une série de modes respiratoires depuis la contraction permanente du diaphragme ($T_i/T_t = 1$) jusqu'à des $T_i/T_t = 0,20$ et des valeurs de P_{di} variant de 15 à 90 % de la $P_{di\ max}$. Ces études confirment que le comportement habituel des muscles des membres se retrouve dans le cas particulier du diaphragme. Les modèles réalisés avec des TT_{di} de 0,15 ou plus ont été appelés modèles fatigants pour montrer que le diaphragme, au bout d'un certain temps, ne pourra plus maintenir la force exigée. Connaître la valeur de TT_{di} chez un malade donné peut constituer un critère permettant d'estimer le risque qu'a ce patient de se fatiguer. Cet index tension-durée est semblable à celui du cœur et donne une approximation utile des exigences énergétiques du muscle. Il est possible que lorsque la "demande" du diaphragme excède 0.15, les ressources énergétiques ne sont pas disponibles en quantité suffisante.

Hussain et Pardy [25] montrent que la surcharge de la paroi thoracique par des bandages peut conduire à la fatigue (chute du rapport H/L) chez des sujets normaux au cours d'un exercice avec un TTdi aux alentours de 0,1. L'analyse du mode de respiration chez ces sujets indique que le débit inspiratoire moyen était de l'ordre de 3L/s et le volume courant supérieur à 2 l. Dans ces conditions de vitesse, de raccourcissement et de variation de longueur du diaphragme, on peut penser que la force maximale développée par le diaphragme est inférieure d'environ 35 % à celle qui est obtenue lors d'efforts statistiques maximaux lorsque le système est à la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF), niveau auquel Pmax a été mesuré. Les facteurs qui influencent le seuil de fatigue et la durée de l'endurance [9, 26] constituent encore un domaine très peu exploré de la physiologie, mais leur connaissance est d'une grande valeur pratique pour établir le risque de chaque malade à développer une fatigue.

4.2. Signes et symptômes de la fatigue des muscles respiratoires

En ventilation mécanique contrôlée en pression positive, les signes de la fatigue musculaire respiratoire se traduisent par plusieurs indicateurs de détresse ventilatoire (V_t , f , P_{di} , TTi , H/L , f/V_t , O_2 , PCO_2 , PaO_2 , SaO_2) conduisant à un dysfonctionnement des muscles respiratoires plus particulièrement le muscle diaphragmatique. Le diaphragme est déchargé de son activité principale. Il devient rapidement atrophique après une longue durée d'inactivité (<6h), il perd ainsi de sa force de contraction [27, 28]. D'un point de vue général, le Tableau 2 permet de se rendre compte des conséquences symptomatiques qui engendrent la fatigue des muscles respiratoires.

Tableau 2 – Conséquences liées à la fatigue respiratoire.

Baisse en fréquence de l'EMG.
Tachypnée
Respiration superficielle
Incoordination des mouvements respiratoires
Respiration paradoxale
Alternance respiratoire
Recrutement des muscles respiratoires accessoires
Diminution de la pression inspiratoire maximale
Augmentation ou diminution de la $PaCO_2$,
Atrophie des fibres musculaires (type I et II)
Douleur musculaire
Désorientation
Arrêt respiratoire

4.3. Conséquences induites sous assistance ventilatoire

Il existe donc un certain nombre d'arguments suggérant l'existence d'une dysfonction diaphragmatique induite par la ventilation mécanique comme par exemple la durée prolongée de la ventilation mécanique, à l'exclusion d'autres causes (choc, sepsis, dénutrition, désordre neuromusculaire, anomalies hydroélectrolytiques) [29]. L'inhibition diaphragmatique postopératoire a été confirmée par des études faisant appel à l'électromyographie du diaphragme qui témoigne de façon plus directe de la fonction du diaphragme [30]. Pendant la période postopératoire, de nombreux facteurs peuvent altérer la fonction respiratoire notamment la chirurgie cardiaque, la chirurgie abdominale haute induit une modification de l'activité des muscles abdominaux. A long terme et lorsque le patient est sous assistance ventilatoire, une baisse de la masse musculaire peut survenir dans les 24 heures [31] du fait que celui-ci reste inactif. Cette baisse d'activité progressive du muscle respiratoire, sous ventilation mécanique contrôlée, entraîne une dégradation des myofibrilles du diaphragme [32]. De plus cette altération [33] de la fonction diaphragmatique a pour effet une diminution de l'expression des facteurs Myo D, myogénine du stress oxydatif, une désorganisation et lésion de l'ultrastructure des fibres musculaires [34] et autres comme les corticoïdes, curares, hypnotiques, morphiniques (Figure 28)

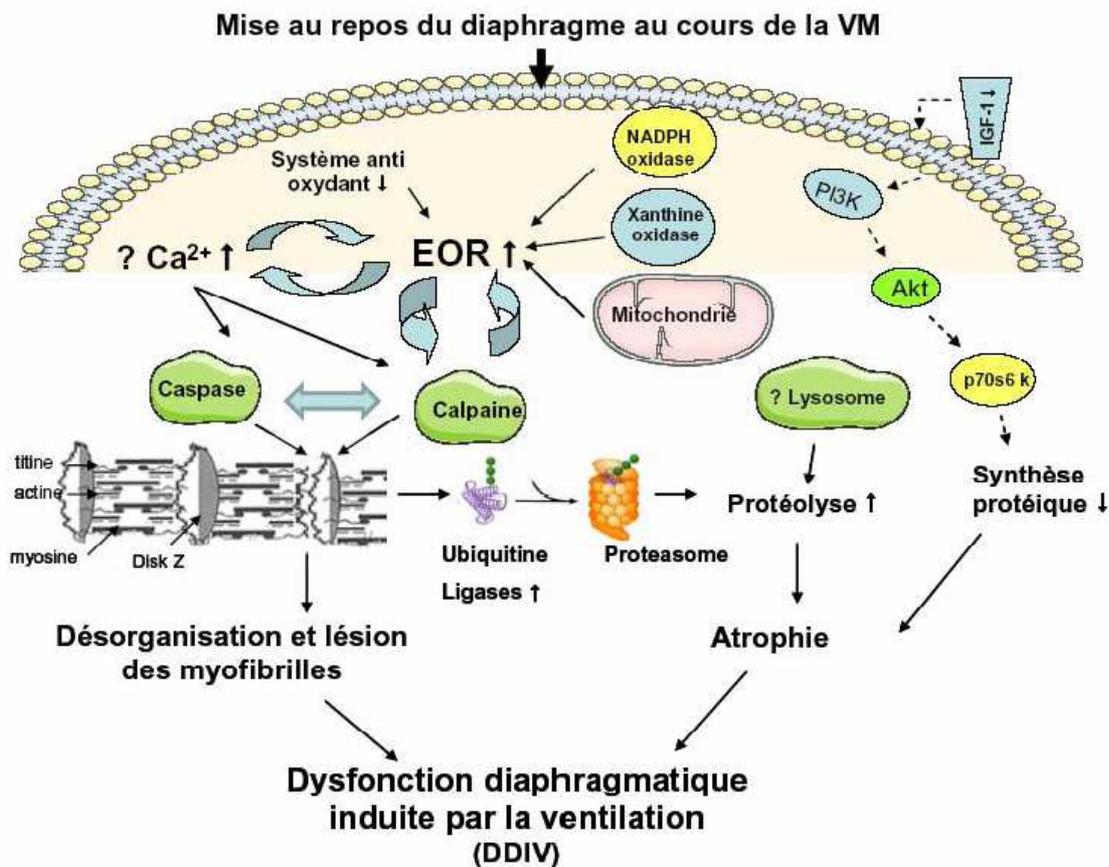


Figure 28 - Altérations cellulaires et enzymatiques pouvant produire un dysfonctionnement diaphragmatique d'un patient sous ventilation mécanique.

5. Évaluation de la fonction des muscles respiratoires

Pour évaluer la fonction des muscles respiratoires, généralement on mesure les pressions soit de façon volontaire ou par stimulation électrique ou magnétique [35]. Les mesures de pression se distinguent par la mesure de la partie supérieure (pression buccale, pression nasale) et de la partie inférieure (pression œsophagienne et pression gastrique). Combiné avec l'activité électrique des muscles respiratoires (Edi, intercostaux, parasternaux), cela informe à la fois sur la mécanique, la contraction et la réponse des muscles respiratoires due à la commande automatique du cortex général (bulbe ou tronc cérébral) transmise par les deux nerfs phréniques (droit et gauche) au diaphragme.

5.1. Pression inspiratoire, expiratoire maximale

Cette mesure évalue la force des muscles respiratoires. La pression est captée à la bouche lors d'un effort inspiratoire ou expiratoire maximal contre une occlusion. Il s'agit d'une mesure globale.

5.2. Pression transdiaphragmatique (Pdi)

La pression pleurale (Ppl) est mesurée à l'aide de capteurs placés en œsophagien (Pes) et l'autre est positionné en abdominale (Pab) d'où on déduit la pression transdiaphragmatique d'après l'équation 7 :

$$(7) \quad \mathbf{Pdi} = \mathbf{Pga} - \mathbf{Pes} \text{ avec } \mathbf{Pga} = \text{Pression gastrique}, \mathbf{Pes} = \text{Pression œsophagienne.}$$

Lors d'un cycle respiratoire, la Pdi est nulle au début de l'inspiration, puis s'élève ensuite et atteint un pic télé inspiratoire de 10 à 20 cmH₂O, pour décliner doucement et revenir à zéro au milieu de l'expiration. La Pdi max calculée, d'après l'équation (1), représente la force maximale que le diaphragme peut développer. Cette force maximale permet de définir la fatigue musculaire (contractions continues de plus 15% de la force maximale).

L'endurance d'un muscle est inversement proportionnelle à la fraction de pression inspiratoire et expiratoire maximale par la force maximale développée. Ceci est vrai également pour le diaphragme, il agit comme une double pompe : thoracique développant une pression inspiratoire et abdominale développant une pression expulsive.

La mesure de la **Pdi** max est combinée à un effort maximal inspiratoire et expulsif abdominal. Le calcul de la Pdi max peut être fait sur des valeurs simultanées et il existe un asynchronisme chez les obstructifs. Dans le cas postopératoire à partir des mesures des pressions Pga et Pes, l'index de Gilbert [36, 37] sert d'indicateur sur le dysfonctionnement du diaphragme très fréquent après une chirurgie abdominale haute et thoracique. Cet index est calculé d'après l'équation (8) :

$$(8) \quad \mathbf{I_G} = \Delta \mathbf{Pga} / \Delta \mathbf{Pdi}, \text{ si l'index est } \mathbf{I_G} < \mathbf{0}, \text{ cela signifie un dysfonctionnement diaphragmatique.}$$

5.3. Pression abdominale

Dans certains cas, la pression abdominale peut refléter l'activité du diaphragme. Chez le sujet normal, la variation inspiratoire de la Pab est positive et suit la courbe de relaxation, elle peut devenir négative selon le type de recrutement.

Le rapport $\frac{P_{ab}}{P_{di}}$ valeur < 0.2 à 0.7 , nous donne le même type d'information. Le rapport $\frac{P_{ab}}{P_{di}}$ diminue en cas de contribution des intercostaux et accessoires et devient négatif en cas de paralysie du diaphragme.

6. Electromyographie

L'électromyographie est l'étude des potentiels électriques émis par un muscle lors de contraction volontaire ou provoquée par une stimulation. Cet examen sert à détecter un trouble d'une atteinte du système nerveux central, d'une perturbation de la conduction entre un neurone et un muscle et d'en évaluer la fatigue musculaire. Pour recueillir le potentiel électrique musculaire (EMG), la technique la plus employée est l'électromyographie intramusculaire (aiguilles) ou de surface (électrodes autocollantes). Dans le cas de l'exploration de l'EMG du diaphragme, elle se fait à l'aide de sonde annulaire par voie ando-œsophagien. C'est cette dernière qui fait l'objet de notre étude la réalisation du système d'acquisition, du traitement du signal EMG et par des méthodes mathématiques pour le débruitage du signal Edi, permettant son exploitation rigoureuse.

6.1. Electromyographie du diaphragme

C'est l'étude de l'activité électrique produite par les muscles pendant leurs contractions lors de la respiration. Durant la phase inspiratoire le muscle diaphragmatique (Edi) se contracte, son amplitude est maximale, son activité diminue lors de la phase expiratoire (Figure 29).

L'acquisition du signal EMG des muscles respiratoires s'effectue à l'aide d'une sonde munie de plusieurs électrodes et le signal est conditionné (c'est-à-dire amplifié et filtré). Le signal EMG diaphragmatique est perturbé par des bruits qui sont : le bruit de fond du secteur 50Hz, les artefacts de mouvement et de l'artefact ECG (Figure 29). La bande passante en fréquence de l'ECG se situe entre 0.05Hz à 300Hz contaminant le signal utile Edi ayant une bande passante située entre 0.5Hz à 1000Hz. De plus l'énergie du signal ECG est plus importante que celle de l'électromyogramme du diaphragme (Edi). Pour pouvoir analyser, et quantifier correctement le signal de l'électromyogramme du diaphragme, il faudra minimiser le plus possible les artefacts ECG tout en gardant le maximum d'informations de l'Edi. Sachant que l'électrocardiogramme est impossible à éliminer par des méthodes classiques de filtrage. Ainsi le conditionnement et l'acquisition des signaux ont une importance capitale pour traiter efficacement le signal de l'Edi (prétraitement hardware du module de l'amplification à faible bruit, filtres passe bandes, filtres anti-repliements, fréquence d'échantillonnage, blindage).

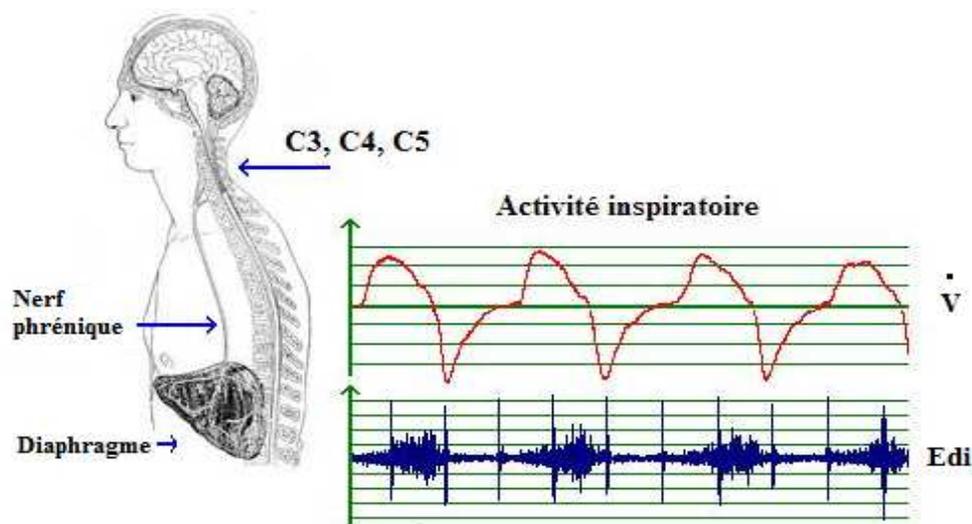


Figure 29 - Signaux de l'activité respiratoire, la contraction du muscle diaphragmatique est effective durant le cycle inspiratoire (signal du haut, courbe de débit en rouge)

6.2. Types d'analyse de l'EMG

- L'EMG analytique mesure un échantillon d'activité électrique d'unités motrices par des aiguilles-électrodes implantées comme par exemple le recueil de l'EMG parasternal (EMG des muscles petits et profonds). Malgré sa précision cette technique présente plusieurs inconvénients, dont la difficulté de mise en place des aiguilles, un manque de reproductibilité à caractère invasif.

- L'EMG global ou de surface, le signal est recueilli par une électrode sus-jacente à la peau ou à une muqueuse (cas de la sonde EMG œsophagienne de l'application).

Différents points d'enregistrement de l'EMG :

- L'électromyographie est une technique permettant de mesurer, soit au niveau de la peau (EMG de surface) ou soit en interne (EMG diaphragmatique), les différences électriques dues au fonctionnement des fibres. Elle repère notamment la différence entre les hautes (H) et basses fréquences (L)⁶ [38].
- Les hautes fréquences sont le fait de fibres rapides alors que les basses fréquences sont provoquées par les fibres lentes. Le rapport haut/bas diminue avec l'exercice. Une chute intervient alors que la fréquence cardiaque n'est pas maximale.

L'EMG cutané : la plupart des muscles respiratoires sont recouverts par d'autres muscles, souvent non « respiratoires » d'où l'absence de spécificité dans la détection des potentiels. Cependant l'EMG reste possible. Cette baisse permet d'objectiver la fatigue périphérique. Le moment de survenue de cette fatigue est différent du moment de survenue de la sensation de fatigue subjective (échelle de Borg)⁷. Ainsi, avec la fatigue, les fibres rapides ont tendance à se "bloquer". Elles sont partiellement suppléées par l'activation des fibres lentes.

⁶ High & Low

⁷ Echelle de la perception de l'effort ou évaluation de l'intensité de l'effort graduée de 0 à 10

7. Évaluation de la fatigue

La fatigue musculaire est définie comme la diminution aiguë de la force contractile au cours d'un travail ventilatoire. Elle peut survenir même chez le sujet normal s'il est soumis à des conditions particulières de travail respiratoire. Ce travail ventilatoire est accompagné par une augmentation de l'activité musculaire du diaphragme [39].

Par rapport aux autres muscles squelettiques [40], la fatigue des muscles respiratoires est définie par la perte de capacité de produire une force, une vitesse ou la combinaison des deux.

On peut distinguer de cette fatigue une faiblesse musculaire lorsque la force est réduite de façon permanente ou bien liée à une lésion correspondant à la perte irréversible ou progressivement réversible de la contraction musculaire provoquant ainsi des altérations des composants musculaires.

Dans les affections respiratoires, on distingue plusieurs types de fatigue d'origine normale (asthénie), aiguë (protectrice), chronique (délétère), ou générale ou spécifique (mentale ou périphérique), mixte (mentale et sensorielle) et de type physique (fatigue centrale ou périphérique haute et basse fréquence).

En ce qui concerne la fatigue centrale, elle se traduit par la baisse d'activité des motoneurons provoqués par l'affaiblissement de la commande motrice centrale. Alors que pour la fatigue périphérique, cela correspond à une réduction de force dont le mécanisme se situe dans le muscle lui-même (cellule musculaire ou jonction neuromusculaire).

Pour la fatigue périphérique haute et basse fréquence, elle est basée sur la relation force-fréquence, de la réponse mécanique à des stimulations électriques à fréquences variables.

Elle est dite haute fréquence lorsqu'elle réagit en quelques secondes à des stimulations musculaires de 50 à 100Hz et qui récupère rapidement. Ce type de fatigue témoignerait d'une dégradation de l'excitabilité membranaire ou d'un affaiblissement de la conduction du potentiel d'action dans la structure tubulaire en T. Néanmoins, la dégradation de la transmission de la jonction neuromusculaire reste à démontrer physiologiquement pour la fatigue des muscles respiratoires. Par contre elle est de basse fréquence lorsque la perte de force observée à des stimulations de 1 à 20Hz, traduisant une altération de l'ensemble excitation contraction du muscle [41]. Les déterminants principaux de la survenue d'une fatigue sont la force et la durée de la contraction diaphragmatique [42]. La force générée par le diaphragme peut être appréciée par la mesure de la pression transdiaphragmatique (Pdi) qui est la différence nette des pressions de part et d'autre du diaphragme (Pga et Pes) lors de sa contraction [43]. Clanton et coll. [44] évaluent l'endurance d'un muscle à maintenir un effort au cours du temps. Cette capacité à maintenir un effort dépend du type d'exercice ou d'effort demandé aux muscles. Pour les muscles respiratoires, chaque effort spécifique peut être caractérisé par une courbe de la relation intensité de l'effort en fonction du temps. Pour les muscles respiratoires, chaque effort spécifique peut être caractérisé par une courbe de la relation intensité de l'effort en fonction du temps (Figure 30).

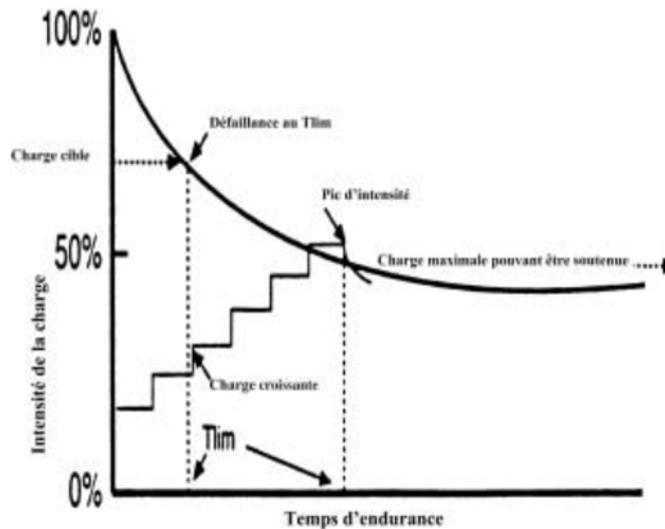


Figure 30 - Courbe d'endurance idéale pour un effort donné (e.g. ventilation volontaire maximale), d'un test d'endurance (ligne en pointillées) et d'un test à charge croissante (ligne « en escalier»), *Tlim* : temps limite.

7.1. Modes d'assistance ventilatoire

La ventilation artificielle est utilisée en réanimation et lors d'une anesthésie pour suppléer l'affaiblissement respiratoire et des échanges gazeux provoqués, par, dans un cas le surcroît de travail ventilatoire suite à des pathologies, ou par des médicaments altérant l'ensemble de la mécanique ventilatoire. Cela impose une bonne connaissance de la physiopathologie respiratoire pour utiliser correctement les différents modes de la ventilation artificielle et inversement, les indications fournies par les ventilateurs modernes permettent d'évaluer l'état physiologique respiratoire du patient et d'en suivre l'évolution. Depuis les années 90, l'effervescence des modes ventilatoires a fait un grand bon dans la recherche clinique. Le but étant d'adapter à chaque patient un mode ventilatoire propre et d'assurer son confort ventilatoire. Dans notre expérimentation nous parlerons uniquement de quelques modes (CPAP, VS, VS-PEP, AI, PAV) que nous avons employés sur le traitement de l'Edi ainsi une brève description du système NAVA [45].

7.2. Ventilation spontanée (VS)

La ventilation spontanée est réalisée par le patient de façon volontaire [46]. La pression intra pulmonaire régnant au repos dans nos poumons est la pression atmosphérique c'est la référence (0). Lorsque la pression diminue et devient négative, un volume d'air pénètre dans les poumons, c'est l'inspiration. A l'expiration, cette pression augmente et devient positive, ce même volume est chassé vers l'extérieur.

7.3. CPAP

CPAP⁸ est le mode de ventilation permettant de maintenir pendant tout le cycle respiratoire (inspiration, expiration) des voies aériennes une pression supérieure à la pression atmosphérique en fin d'expiration (PEEP : positive end expiratory pressure ou PEP : pression expiration positive [46]). Le but est d'augmenter la capacité résiduelle fonctionnelle (CRF) afin d'améliorer l'oxygénation.

7.4. Ventilation spontanée avec PEP (VS-PEP)

C'est un mode ventilatoire qui permet au patient de ventiler spontanément à travers une machine aucun cycle n'est délivré s'il n'est pas déclenché par le malade (Figure 31). Ce mode a été utilisé sur les sujets sains servant de témoin [47]. Le sujet maîtrise à la fois la fréquence, la durée du temps inspiratoire, mais également les volumes courants qu'il prend à chaque cycle. Il reçoit quand il veut ce qu'il demande. Ce mode ventilatoire permet d'associer à une ventilation spontanée une pression expiratoire positive (PEP). La PEP est une pression résiduelle maintenue dans les voies aérienne pendant l'expiration fixée par une pression de consigne, dans notre expérimentation nous avons effectué des paliers de 0, 2.5, 5.0, 10.0 cmH₂O. Le volume résiduel est augmenté afin d'éviter aux alvéoles de collaber et une hypoxie, par contre le patient effectue la totalité du travail respiratoire. Ce mode présente chez des patients ayant une insuffisance respiratoire aigüe (œdème pulmonaire, lésion), la PEP permet d'assurer un recrutement alvéolaire.

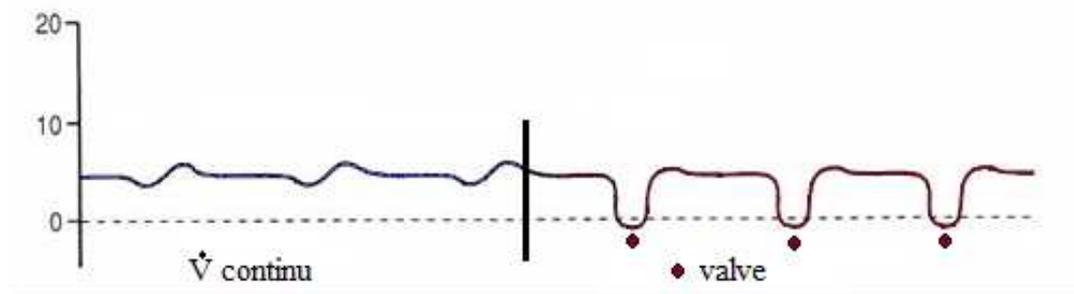


Figure 31 - VS-PEP, à gauche CPAP (circuit à débit continu), à droite circuit de ventilateur avec valve à la demande.

Pour compenser cet effort et pour pouvoir doser ce travail respiratoire, une assistance ventilatoire (AI ou PSV) est souvent ajoutée à ce mode, de façon à ce que la machine prenne à sa charge une partie de ce travail [48].

⁸ C.P.A.P : Continuous Positive Airway Pressure (pression positive continue dans les voies aériennes).

7.5. L'aide inspiratoire

L'aide inspiratoire (AI ou PSV) est utilisée dans des situations nécessitant le recours à la ventilation mécanique, lors du sevrage de celle-ci, ainsi que chez les patients insuffisants respiratoires chroniques [49]. C'est un mode de ventilation d'assistance qui s'applique chez des patients présentant une activité respiratoire spontanée. L'aide inspiratoire est une modalité en pression, délivrée suite à un appel inspiratoire du malade. Après détection d'un appel inspiratoire (trigger), le ventilateur génère et maintient une pression d'aide (la consigne) dans les voies aériennes du patient. Plus cette pression est grande, et plus le volume courant résultant est important. A la fin de chaque inspiration spontanée, l'aide en pression s'arrête lorsque le débit instantané chute ou lorsque la pression dans les voies aériennes augmente. Ce mode prend en charge une partie du travail respiratoire, dont le patient conserve le contrôle de la fréquence des cycles, de leur durée, le volume courant dépend de l'appel inspiratoire du patient et de sa mécanique ventilatoire. L'avantage de ce mode est de diminuer le travail respiratoire, d'augmenter le volume courant (V_t) en ventilation spontanée (V_s), ainsi que diminuer la fréquence ventilatoire et d'optimiser les échanges gazeux (diminution de la PCO_2) et enfin de maintenir la ventilation spontanée. La Figure 32 représente les signaux prélevés sur un patient en réanimation à l'aide de capteurs de débit, de sonde de pression et de l'Edi. La ventilation du patient utilise une combinaison du mode AI (Aide Inspiratoire) et d'une VS (Ventilation Spontanée) réglage à 50% (AI-50-VS).

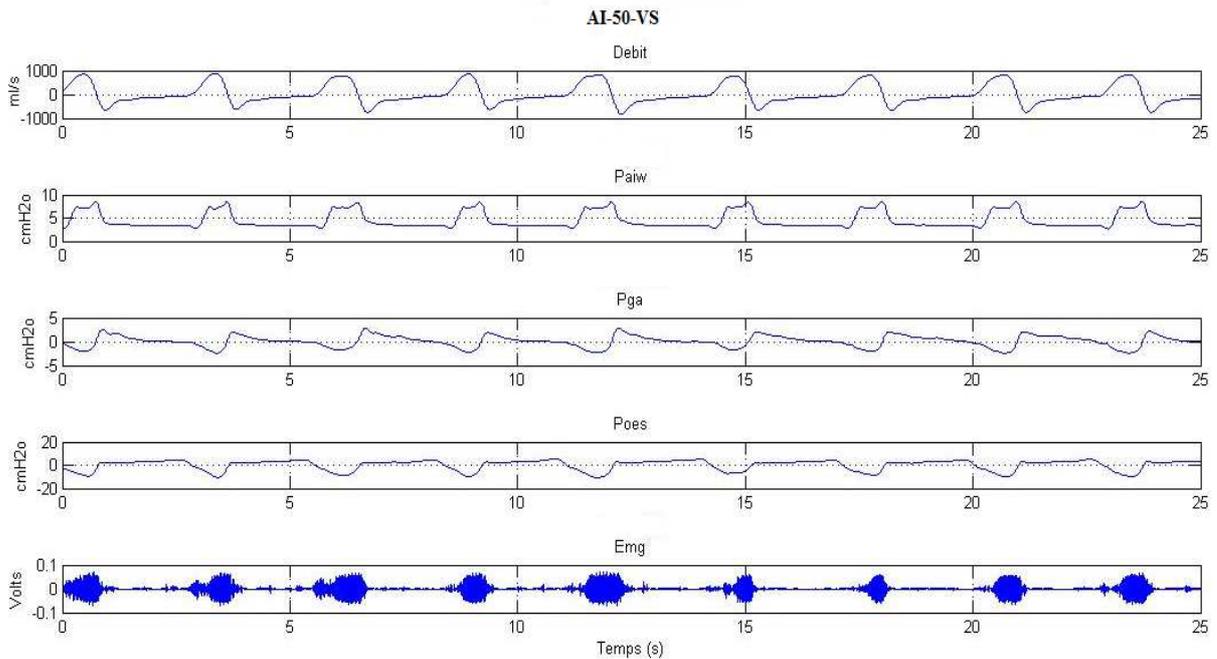


Figure 32 - Représentation des courbes de débit, des pressions et de l'Edi après filtrage par ondelettes. Mode en aide inspiratoire AI-50-VS (M. Muller et coll., 2006).

Ce graphique montre les signaux ventilatoires réglé à 50% d'aide inspiratoire (AI). Les courbes du débit, de la pression de la voie aérienne (Paiw), des pressions : gastrique (Pga), œsophagienne (Poes), et en bas de l'électromyogramme (Edi) débruité, représentent l'évolution des paramètres ventilatoires d'un patient sous ventilateur EVITA IV.

7.6. Ventilation assistée proportionnelle

Contrairement à l'aide inspiratoire, la pression délivrée au patient en PAV est variable à chaque cycle. Au cours de la PAV, la pression des voies aériennes (P_{aw}) est proportionnelle à l'effort instantané du patient et également amplifiée d'après les paramètres de la mécanique respiratoire du patient (résistance et élastance) et de la valeur du réglage de l'assistance des muscles respiratoires, valeur comprise entre 0 et 100% (33). La ventilation assistée proportionnelle est un mode de ventilation spontanée auto régulée par le respirateur. Il est basé sur la mesure du travail respiratoire du patient. Le graphe (Figure 33-a) représente la relation effort inspiratoire en ventilation mécanique (VM). L'enregistrement des signaux ventilatoires en mode PAV, affichés (Figure 33-b) sont : le débit (1.flow), la pression des voies aériennes (2. P_{aw}), pression gastrique (3. P_{ga}) et œsophagienne (4. P_{es}) (Muller et coll., 2007).

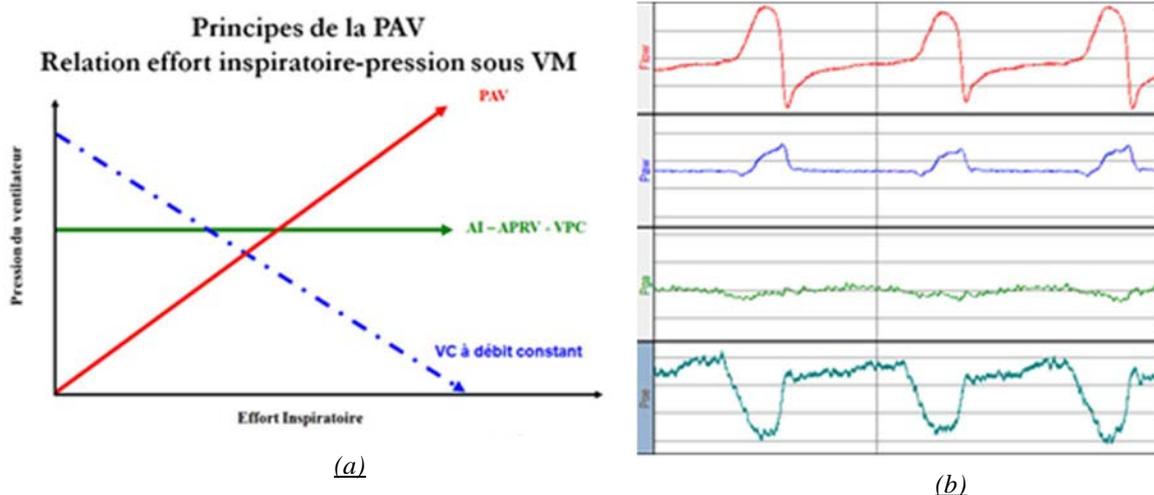


Figure 33 - (a) Relations pressions-effort des modes de ventilation, (b) enregistrement en mode PAV

La particularité de la PAV [50] est qu'elle s'adapte à la demande ventilatoire, voir à des charges imposées au patient. Il a comme avantage un confort pour le patient, ainsi une respiration plus physiologique par rapport à l'aide inspiratoire, une meilleure synchronisation, une bonne adaptation à l'augmentation de la demande et une diminution de pressions, de la sédation, le respirateur devient l'esclave du patient. Il faut préciser que ce mode peut engendrer des risques pour le patient s'il l'on a surestimé la résistance, l'élastance, entraînant des conséquences d'inconfort du patient (sur-assistance ou problème du Runaway⁹) ou dans le cas d'une sous-assistance, cela peut dégrader brutalement l'état clinique du patient.

Par contre ce mode n'est actif seulement si un débit existe, donc en retard sur la contraction des muscles respiratoires et en cas de dépression respiratoire la PAV diminue l'assistance.

⁹ Le runaway est un phénomène produit suite à des erreurs d'appréciations dans la mesure de la résistance et de l'élastance pouvant mener à une sous-assistance ou au contraire une sur-assistance.

7.7. Le système NAVA

Comme nous l'avons décrit précédemment, les commandes de l'activité respiratoire proviennent du centre respiratoire (bulbe rachidien) déclenchant ainsi la contraction des muscles intercostaux et du diaphragme par l'intermédiaire des nerfs (phrénique et intercostal). L'activité de l'électromyogramme du diaphragme (Edi) est le témoin direct de la commande ventilatoire centrale. Sa mesure est la plus représentative de l'activité inspiratoire pour piloter un ventilateur (Beek et coll., 1996). En 1999 Sinderby a développé un système de réglage du ventilateur de façon automatique en utilisant l'électromyogramme du diaphragme du patient (Sinderby et coll., 1999).

Le signal sur lequel se base le ventilateur est l'activité électrique du muscle Edi et non un signal de pression comme dans la plupart des autres modes de ventilation (pas d'influence d'auto PEEP). La détection du signal EMG crurale du diaphragme (Edi) se fait via huit électrodes type Salem placées sur une sonde de type gastrique, dotées également d'un canal pour une alimentation entérale. Les signaux recueillis sont filtrés (Figure 34), puis traités par double soustraction en minimisant l'ECG afin d'en déduire la RMS¹⁰ d'une contraction du signal l'Edi. Le signal Edi est transmis au ventilateur pour une analyse intégrée permettant une activation du ventilateur afin d'ajuster le support ventilatoire selon la commande respiratoire du patient. La mise en place de la sonde est guidée par un menu spécial du ventilateur qui détecte le signal et indique si la sonde est dans la bonne position ou pas (par exemple présence d'activité ECG ou perte de signal). Le ventilateur affiche en permanence le signal Edi et la valeur pic.

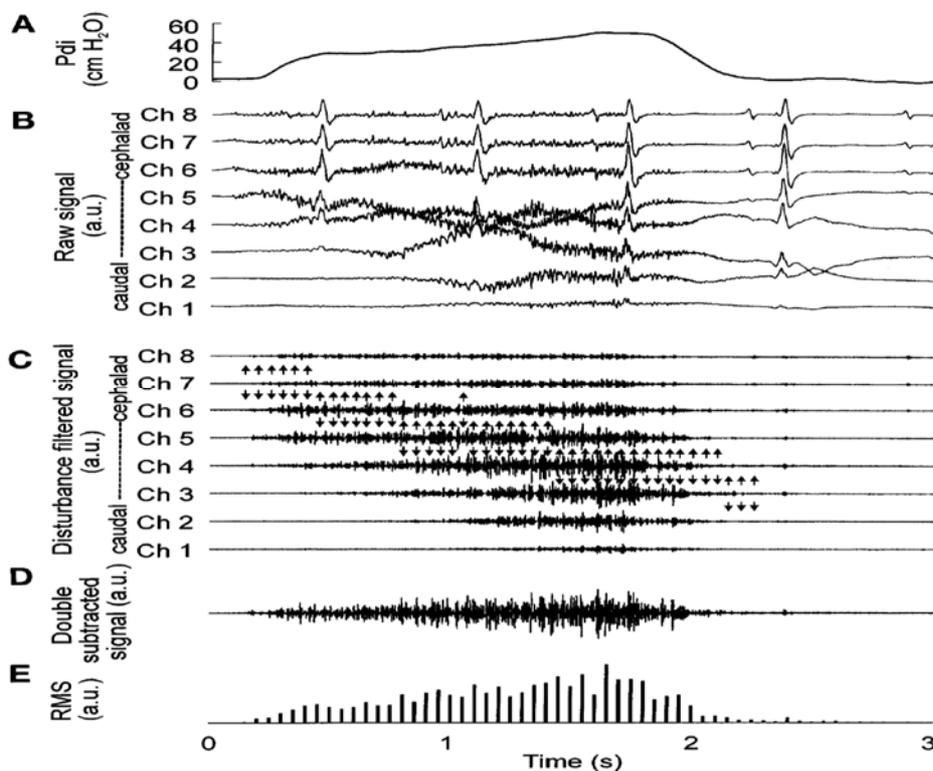


Figure 34 - Recueil des signaux du système NAVA développé par Synderby [51]).

¹⁰ Root Mean Square

Signification :

A : signal de pression diaphragmatique (Pdi)

B : signaux des 8 voies avec amplification et filtrage passe bande (10-1000 Hz)

C : signal EMG brut filtré par double soustraction

D : Signal final de l'activité électrique du diaphragme ou Eadi (Electrical activity of the diaphragm, équation 8).

$$\mathbf{E} : \text{Signal Eadi (RMS)} \quad (8) \quad Eadi_{(RMS)} = \left[\frac{\sum_{f=1}^{f \max} S_f^2}{i_{\max}} \right]^{1/2}$$

Le réglage est celui du niveau de NAVA¹¹ qui correspond au facteur d'amplification du signal, pour une valeur Edi, plus le niveau de NAVA est élevé et plus la pression délivrée sera également élevée. Cette valeur correspond au niveau d'assistance. Ces ajustements automatiques permettraient une continuelle diminution de la surcharge au niveau des muscles inspiratoires et un meilleur synchronisme entre la demande du patient et le support fourni par le ventilateur [52, 53]. Bien que ce système soit facile à mettre en œuvre, il subsiste plusieurs interrogations sur son utilisation plus particulièrement sur le placement de la sonde pour recueillir le signal Eadi, la stabilité de ce signal dans le temps, un décrochage du signal Eadi dans les hautes fréquences et passage en aide inspiratoire lorsque qu'il ne peut pas détecter le signal. D'un point de vue clinique, il n'est pas certain que cela améliore la synchronisation patient-ventilateur.

8. Effets de l'anesthésie sur la ventilation

L'anesthésie locale de la muqueuse des VAS avec de lidocaïne spray à 5% inhibe les voies afférentes des mécanorécepteurs d'une durée d'environ 30 mn. Il en résulte d'une augmentation des résistances au flux aérien inspiratoire de 63% et de 40% au flux expiratoire [54]. L'allongement du temps inspiratoire et de la baisse de la fréquence respiratoire ne sont pas significatifs. L'anesthésie locale et le sommeil ont des effets synergiques qui peuvent conduire à une apnée obstructive par collapsus des voies aériennes supérieures [55]. Chez le patient éveillé, la flexion de la tête augmente les résistances des VAS, tandis que son extension permet de les diminuer. L'importance de la position de la tête est encore accrue au cours de l'anesthésie [19]. Lors d'une anesthésie par concentration alvéolaire minimale d'un agent anesthésique gazeux en ventilation spontanée, l'activité tonique et phasique du nerf hypoglosse diminue voir disparaît presque totalement, alors que celle du nerf phrénique est conservée. Cela provoque une obstruction des voies aériennes supérieures [56].

8.1. Effet du Midazolam lors de la sédation

Dans le cas du Midazolam (utilisé dans l'expérimentation) à l'injection d'une dose sédative à 0.1mg/kg, elle multiplie les résistances des voies aériennes supérieures d'un facteur 3 à 4 dès la troisième minute suivant l'injection. Après 15 mn les résistances atteignent un plateau lié à une dépression très sélective des muscles des VAS [57, 58], alors que l'activité

¹¹ Pression délivrée = Valeur du pic Eadi x niveau de NAVA.

des motoneurones destinés aux muscles inspiratoires accessoires (parastatal) est considérablement accrue [59].

8.2. Influence de l'anesthésie sur les muscles thoraco abdominaux

L'activité des muscles thoraco abdominaux est modifiée différemment par les agents anesthésiques halogénés et par les anesthésiques intraveineux. Les halogénés dépriment l'activité tonique et phasiques des muscles intercostaux inspiratoires. Cette dépression induit une perte importante de la stabilité du thorax et de sa contribution ventilatoire. Benameur et coll. [60] ont observé, chez l'enfant de moins d'un an sous anesthésie halogénée, une dépression respiratoire plus marquée où la ventilation est à prédominance thoracique, mettant en évidence une dépression plus importante des muscles thoraciques par rapport à celle du diaphragme. Chez l'homme, Warner et coll. [61] ont observé une expansion de la cage thoracique et de son diamètre antéro-postérieur. Deux hypothèses sont émises par ces auteurs pour expliquer l'expansion thoracique en l'absence d'activité des muscles intercostaux :

- recrutement d'autres muscles inspiratoires accessoires non étudié dans leur étude
- relaxation de certains muscles expiratoires thoraciques intercostaux internes vers leur position de repos qui serait responsable d'une inflation thoracique passive (sans activité EMG décelable).

8.3. Influence de l'anesthésie sur le diaphragme

Chez les volontaires sains intubés et sous anesthésie sous halogénée, celle-ci diminue la constructibilité diaphragmatique de façon non significative [62], par contre le rendement mécanique du diaphragme est limité du fait thoracique paradoxal notamment chez les sujets jeunes (thorax très compliant). Dans le cas de l'injection du Midazolam, Morel et coll. [63] observent une baisse du volume courant (V_t) compensée par une augmentation de la fréquence respiratoire (f) aux dépens du temps inspiratoire (T_i). La contribution abdominale à la ventilation mesurée par pléthysmographie, est diminuée d'environ 90% alors que la participation thoracique au volume courant (V_t) est maintenue, Molliex et coll. [64] confirment que pour l'activité thoracique, le pic de l'EMG parasternal est augmenté, par contre dans leur étude l'activité EMG du diaphragme n'a pas été enregistrée, toutefois la contribution diaphragmatique à la ventilation a été évaluée indirectement par l'étude du rapport de pression $\Delta P_{ga_i} / \Delta P_{es_i}$, sans que soit précisé l'état d'activation du diaphragme. Le midazolam diminue la contribution diaphragmatique au volume courant, modifiant le mode et le travail ventilatoire qui deviennent à prédominance thoracique [63]. Ainsi le changement qualitatif du mode ventilatoire selon le type d'agent anesthésique utilisé avec une prédominance abdominale pour produits halogénés et prédominance thoracique pour le midazolam est associé à une augmentation quantitative de l'activité musculaire et donc un travail respiratoire. Dans l'étude de Montravers et coll. lors d'une sédation par midazolam, le travail ventilatoire résistif qui est lié à l'accroissement des résistances des voies aériennes supérieures a plus que doublé [58]. De plus l'accroissement simultané du travail inspiratoire et expiratoire évoque la mise en jeu accrue des muscles inspiratoires thoraciques et des muscles abdominaux expiratoires

8.4. Effet du Flumazenil

Le flumazenil est un antagoniste compétitif des récepteurs et des benzodiazépines utilisés comme antidote pour l'annulation des effets thérapeutiques ou toxiques des benzodiazépines.

Le flumazenil antagonise l'effet du midazolam par saturation compétitive des récepteurs gamma-aminobutyriques sur lesquels agissent les benzodiazépines [65]. Il possède une activité anti convulsive et dépourvue d'effet antagoniste respiratoire et psychologique. Bloin et coll. [66] ont observé les propriétés antagonistes en injectant un bolus de 1 mg de flumazenil chez l'homme antagonisant (absence de mouvement) l'hyperventilation induite par 0.1mg/kg de midazolam dans les trois minutes qui ont suivi l'injection du bolus. Ils ont noté une augmentation du volume courant de 50% et de 30% du volume minute par rapport aux valeurs pré-anesthésiques. Cette stimulation ventilatoire, secondaire à l'injection du flumazenil peut être rattachée à une hypercapnie résiduelle qui est apparue durant la sédation par le midazolam. Nous avons pu observer des modifications des signaux sous les effets de la sédation par Midazolam et de la réversion par le Flumazenil.

9. Approche au traitement de signal

Dans notre étude de la fatigue respiratoire, le signal électromyogramme diaphragmatique est recueilli à l'aide d'une sonde comportant 12 électrodes. Le signal Edi est prélevé entre une paire électrode généralement entre les électrodes 4 et 5. Divers bruits électriques viennent perturber le signal Edi, ils sont dus à l'environnement de mesure (rayonnement 50 Hz, saturation du signal), des artefacts physiologiques comme par exemple la toux, les tremblements, les mouvements et plus particulièrement par le signal électrocardiogramme qui se situe proche des électrodes and œsophagiennes. Pour minimiser ces bruits et artefacts de nouvelles techniques en traitement du signal ont été appliquées dans le débruitage des signaux. Des méthodes d'élimination des bruits sur notre signal Edi ont été explorées, parmi celles-ci trois ont été évaluées pour rechercher à éliminer le plus possible le bruit sans altérer le signal utile. Notre choix s'est porté, sur la technique des ondelettes. Parmi ces trois méthodes, deux utilisent les ondelettes multirésolutions, et lifting, la troisième méthode testée est le filtrage morphologique mathématique bâti sur les techniques de filtrage et d'analyse basées sur des théories ensemblistes et algébriques. D'autre part les autres signaux de mesures complémentaires sur l'analyse de la mécanique respiratoire comme les mesures des pressions : gastrique (Pga) et œsophagienne (Pes)¹² et le débit respiratoire utilisant également les outils du traitement de signal.

Le traitement du signal a pour objectif la réalisation et l'interprétation des signaux porteurs d'informations. Le but est d'extraire un maximum d'informations utiles sur un signal perturbé par du bruit en s'appuyant sur les techniques de l'électronique et de l'informatique. Celui-ci est indispensable pour rendre les données des mesures des capteurs exploitables et quantifiables, et permettre d'acquérir et d'analyser les signaux utilisés dans l'exploration de l'électromyogramme et de la mécanique diaphragmatique. Pour mener cette étude, il est indispensable de connaître les mathématiques liées au traitement du signal, décrivant les points importants appliqués à nos signaux physiologiques.

¹² Par définition dans notre application les pressions sont notées Pga et Pes, Edi pour l'électromyogramme diaphragmatique.

9.1. Définition du traitement de signal

Le traitement du signal [67] est une discipline permettant d'extraire le maximum d'informations utiles sur un signal perturbé par du bruit en s'appuyant sur les ressources de l'électronique et de l'informatique. Le bruit correspond à un phénomène perturbateur gênant l'interprétation du signal recherché. Les informations recherchées sont triées par différentes méthodes de filtrage (détection estimation, analyse spectrale), de mise en forme du signal (échantillonnage, modulation). La technique de traitement du signal [68] fait appel à la numérisation, aux mathématiques et statistiques. Un signal représente une grandeur physique véhiculant une information en fonction du temps $y=x(t)$ par exemple une grandeur physique comme les signaux physiologiques (ECG, EMG, débit, pression) ou peut être une onde acoustique qui a pour information la musique, la parole.

L'analyse d'un signal soit analogique ou numérique passe par des opérateurs mathématiques qui sont :

- **La convolution** de deux fonctions f et g devient une autre fonction $F * G$ si ces deux fonctions sont intégrables au sens de Lebesgue c'est-à-dire que l'intégrale de leur module est finie. Dans le cas de deux autres signaux (signaux en fonction du temps t) quelconque $x(t)$ et $y(t)$, leur produit de convolution est donné par l'équation 9.

$$(9) \quad p_c(t) = x(t) * y(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(u) * y(t-u) du$$

Le produit de convolution est utilisé en traitement du signal, notamment dans le filtrage des signaux.

- **La corrélation** est d'étudier une relation ou une liaison avec un autre signal ou avec lui-même, dans ce cas on parle d'autocorrélation. Elle très utile pour les signaux aléatoires ou déterministes périodiques (sinusoïde) ou non périodiques (impulsion). Soit par exemple deux signaux $x(t)$ et $y(t)$, la fonction de corrélation par définition entre ces deux signaux est (équation 10) :

$$(10) \quad C_{xy}(t) = \lim_{T \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{2T} \right) \int x^{*(t)} y(t+\tau) d\tau$$

Avec, $x^{*(t)}$ valeur complexe conjuguée de $x(t)$.

Cette fonction est nulle si les deux signaux correspondent à des phénomènes physiques complètement indépendants l'un de l'autre ou que l'un ne peut être la cause de l'autre. La théorie du signal est indépendante de la nature physique du signal selon le caractère déterministe ou aléatoire.

- **Énergie et puissance d'un signal** se distinguent par les signaux à énergie finie (équation 11), elle possède une puissance moyenne nulle (équation 12) et une énergie finie, et les signaux à puissance moyenne finie ont une énergie infinie, et ils sont donc physiquement irréalisables.

$$(11) \quad \text{Énergie d'un signal } \mathbf{x}_t : \quad \mathbf{W}_x = \int_{-\infty}^{+\infty} |\mathbf{x}_t|^2 dt$$

$$(12) \quad \text{Puissance d'un signal } \mathbf{x}_t : \quad \mathbf{P}_x = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} |\mathbf{x}_t|^2 dt$$

9.2. Les signaux déterministes

Un signal déterministe est connu par une représentation temporelle ou spectrale, dans le domaine temporel un signal déterministe est un signal dont on peut déterminer la valeur à l'instant $t+\tau$ (parfaitement modélisé par une fonction mathématique).

Dans le domaine spectral, le spectre d'un signal permet de donner une indication sur l'énergie contenue dans le signal en fonction de la fréquence. Les signaux déterministes simples sont caractérisés par un nombre de paramètres, signal continu soit : $v(t) = V = Cte$, est déterminé lorsque l'on connaît son amplitude, alors qu'un signal sinusoïdale de la forme : $s(t) = S \times \sin(\omega t + \varphi)$, sera déterminé si l'on connaît son amplitude, sa fréquence, sa phase à l'instant $t=0$ ou phase d'origine, S représente l'amplitude du signal sinusoïdal, $\theta = \omega t + \varphi$ représente la phase instantanée (phase à l'instant t) et ω représente la pulsation du signal sinusoïdal :

$$\omega = \frac{2\pi}{t} \quad \text{avec par définition la période } t = \frac{1}{F} \text{ (F étant la fréquence du signal).}$$

Cependant les signaux déterministes ne représentent pas très bien les signaux réels, car ils ne portent pas d'informations, si ce n'est par leur seule présence.

9.3. Les signaux aléatoires

Leur comportement temporel est imprévisible, il faut faire appel à leurs propriétés statistiques pour les décrire. Par opposition aux signaux déterministes, le bruit est un signal aléatoire c'est-à-dire que les signaux de bruit sont liés au hasard. Le signal aléatoire ne peut pas être déterminé par un nombre fini de paramètres et il est défini à chaque instant t par la loi de probabilité d'amplitude $s(t)$. Cette loi s'exprime par une densité de probabilité $p(x, t)$ définie par l'équation 13.

$$(13) \quad p(x, t) = \lim_{\Delta x \rightarrow \infty} \frac{\text{Pr} \text{oba}[x \leq s(t) \leq x + \Delta x]}{\Delta x}$$

On en déduit que la densité de probabilité est indépendante du temps : $p(x, t) = p(x)$. On appelle $p(x, t)$ la densité de probabilité du premier ordre. Il est du second ordre s'il possède un moment m d'ordre 1 (valeur moyenne), qui est l'espérance mathématique de $s(t)$ et qui a pour notation $E[s(t)]$. Dans la pratique on se limite très souvent à l'ordre 2 aux signaux aléatoires stationnaires.

- Moment d'ordre 1 (moyenne) : $E[s(t)] = \int_{-\infty}^{+\infty} x \cdot p(x, t) dx = m_1$
- Moment d'ordre 2 (autocorrélation et covariance):

$$E[s(t_1) \cdot s(t_2)] = m_1(t_1 \cdot t_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x_1 \cdot x_2 \cdot p(x_1 \cdot x_2; t_1 \cdot t_2) dx_1 dx_2$$

Où $p(x_1 \cdot x_2; t_1 \cdot t_2)$ est la densité de probabilité du couple des variables aléatoires $s(t_1) \cdot s(t_2)$.

Un signal aléatoire (Figure 35-a) est dit stationnaire au sens strict si toutes ses propriétés statistiques, à tous les ordres, sont indépendantes du temps. Cela veut dire par exemple que deux signaux $X(t)$ et $Y(t) = X(t + \tau)$ ont les mêmes propriétés statistiques. La

probabilité du premier ordre est indépendante du temps et celle du deuxième ordre ne dépend que de l'intervalle séparant les deux instants d'observation. Par contre le signal n'est plus considéré stationnaire lorsque celui-ci subit des variations au cours du temps (Figure 35-b).

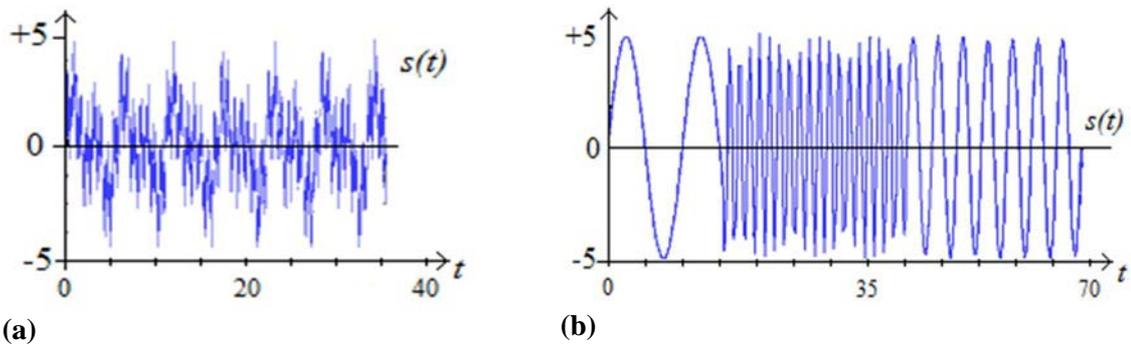


Figure 35- Signal stationnaire si, il se réfère aux propriétés statistiques (a), signal non stationnaire en (b).

9.4. Bruit dans un signal

Le bruit est purement aléatoire, sans aucune information transmise. Le signal mesuré par des capteurs est, dans la plupart du temps, noyé au milieu des bruits (bruits de mesure, bruits environnant, bruits mécaniques). Dans le cas du signal de l'électromyogramme diaphragmatique (Edi brut), nous constatons en plus des bruits cités précédemment, le signal de l'électrocardiogramme (pics réguliers de l'onde R) qui vient perturber le signal utile (Figure 36).

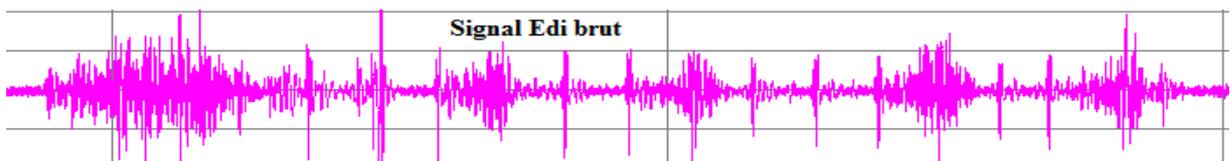


Figure 36 - Signal EMG bruité notamment par de l'ECG et les pics de l'onde R.

Le signal présente des fluctuations qui ne sont pas uniquement déterminées par le phénomène étudié mais par d'autres signaux indésirables qui peuvent en compliquer considérablement l'analyse. Il faut donc minimiser le rapport signal sur bruit (SNR), mesurer la quantité de bruit contenue dans le signal. Il est défini par le rapport des puissances du signal (P_S) et du bruit (P_N), exprimé en décibels (dB) équation 14.

$$(14) \quad SNR = 20 \log \frac{\text{Signal}}{\text{Bruit}} \quad \text{avec} \quad r = 20 \log \frac{P_S}{P_N}, \quad \text{étant le rapport signal sur bruit exprimé}$$

en décibels (dB), avec S = signal et N = bruit, r = rapport du signal sur bruit.

Les filtres ont pour effet d'améliorer le rapport signal sur bruit (SNR¹³), en réduisant la bande passante, on réduit la puissance du bruit tout en conservant celle du signal si celui-ci a un spectre correspondant à la bande passante du filtre. Il faudra diminuer le plus possible le bruit pour pouvoir effectuer sur le signal des traitements mathématiques (transformée de Fourier, énergie, etc.) sur le signal utile.

9.5. Conversion analogique/numérique

L'échantillonnage (théorème Nyquist-Shannon) [69, 70] consiste à transformer un signal analogique (continu) en un signal numérique (discret), en capturant des valeurs à intervalle de temps régulier (à prendre au sens large et s'applique à tous les signaux). C'est une étape nécessaire pour pouvoir enregistrer, analyser, et traiter un signal par ordinateur. La numérisation (0 et 1) est le procédé permettant la construction d'une représentation discrète d'un signal. Car l'ordinateur ne peut traiter que des nombres numériques : 0 et 1 (base deux en mathématique). Il faut distinguer l'échantillonnage de la quantification, mais ce sont toutes deux des étapes nécessaires à la numérisation d'un signal. Pour mieux comprendre l'origine des problèmes de l'échantillonnage, un outil devient indispensable, il s'agit de la transformée de Fourier. La transformée de Fourier transforme un signal de l'espace-temps à l'espace fréquentiel. Dans ce dernier espace, une valeur correspond non plus à une valeur instantanée du signal au cours du temps mais à une valeur en fréquence, ce qui se réfère à la présence d'une certaine fréquence dans le signal sous la forme d'une sinusoïde. De la transformée de Fourier d'un signal, on peut déduire le spectre, qui correspond véritablement à la décomposition d'un signal en ses bandes de fréquences qui le composent.

9.6. Transformée de Fourier

La transformée de Fourier est une opération qui consiste à décomposer une fonction selon ses fréquences, de même qu'un prisme décompose la lumière en couleurs. Ces transformations des signaux sont analysables mathématiquement pour manipuler un signal en le décomposant en éléments simples sous forme d'ondes sinusoïdales. En mathématique de l'analyse, les séries de Fourier sont un outil fondamental dans l'étude des fonctions périodiques.

Cette partie est connue sous le nom de l'analyse harmonique. L'étude d'une fonction périodique par les séries de Fourier comprend deux volets :

- l'analyse, qui consiste en la détermination de la suite de ses coefficients de Fourier.
- la synthèse, qui permet de retrouver, en un certain sens, la fonction à l'aide de la suite de ses coefficients.

Au-delà du problème de la décomposition, la théorie des séries de Fourier établit une correspondance entre la fonction périodique et les coefficients de Fourier. De ce fait, l'analyse de Fourier peut être considérée comme une nouvelle façon de décrire les fonctions périodiques. Des opérations telles que la dérivation s'écrivent simplement en termes de coefficients de Fourier. La construction d'une fonction périodique solution d'une équation

¹³ SNR= Signal to Noise Ratio ou rapport du signal sur bruit exprimé en dB (décibel)

fonctionnelle peut se ramener à la construction des coefficients de Fourier correspondants. La transformée de Fourier (F) est une opération qui transforme une fonction intégrable en une autre fonction, décrivant le spectre en fréquences de \hat{f} . Si f est une fonction intégrable, la transformée de Fourier est la fonction $F(f)$ (équation 15).

$$(15) \quad F(f) : s \mapsto \hat{f}(s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-isx} dx$$

La transformée de Fourier discrète (TFD ou DFT¹⁴) est un outil mathématique de traitement du signal numérique, qui est l'équivalent discret de la transformée de Fourier continue, utilisée pour le traitement du signal analogique. Elle est par définition en calculant sur N échantillon de $x(n)$ pour $n \in [0, N-1]$ (équation 16).

$$(16) \quad X(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)w^{kn}$$

En introduisant le terme suivant : $w = e^{\left(\frac{-j2\pi}{N}\right)}$, il est appelé facteur de phase (twiddle factor) la transformée discrète inverse sera alors (équation 17).

$$(17) \quad X(n) = \sum_{k=0}^{N-1} X(k)w^{-kn}$$

La transformée de fourrier rapide FFT¹⁵ n'est autre qu'un algorithme de calcul de la transformée de Fourier discrète. La transformée de Fourier discrète est faite en appliquant directement l'équation 16, il nécessite N multiplications pour calculer un coefficient de Fourier $X(k)$. Comme il y a également N le temps de calcul de la transformée de Fourier serait de N^2 multiplications, c'est une opération lourde en calcul. Cooley et Tukey¹⁶ [71] ont remarqué que si N est une puissance de 2 on peut faire le calcul beaucoup plus vite, d'où l'algorithme de la FFT rapide, que l'on peut implanter facilement sur des systèmes de calcul numérique.

9.7. Transformée de Fourier à fenêtre

L'analyse de Fourier ne convient pas à tous les signaux, ni à tous les problèmes. Dans certains cas, elle aide à résoudre les problèmes linéaires, pour lesquels l'effet est proportionnel à la cause. Les problèmes non linéaires sont plus difficiles à analyser par la transformée de Fourier, une infime variation de paramètre peut bouleverser le résultat. L'analyse de Fourier repose sur la transformée du même nom, elle présente deux inconvénients : de séparer totalement les représentations spatiales et fréquentielle et de ne pas s'adapter aux conditions locales.

En 1940 Gabor [72] proposa de conserver le principe de l'analyse de Fourier mais en limitant une plage restreinte du signal. Le principe de la transformée de Fourier à fenêtre (Figure 37) est de segmenter le signal étudié en segment où le signal deviendrait alors stationnaire. Pour ce faire, on multiplie le signal par une fonction appelée fenêtre ($\Psi(K - \beta)$) : la largeur de la fenêtre doit correspondre à la longueur du segment où l'on peut affirmer que le signal est stationnaire. Cette méthode de l'utilisation de la transformée de Fourier permet tout fois d'analyser localement les caractéristiques d'un signal $x(t)$, à l'aide d'une fenêtre. Une

¹⁴ Discrete Fourier Transform

¹⁵ Fast Fourier Transform

¹⁶ Algorithme pour calculer la transformée de Fourier rapide.

fenêtre est une fonction régulière, qui varie lentement et est bien localisée, nulle en dehors d'une certaine zone, qu'on appelle son support.

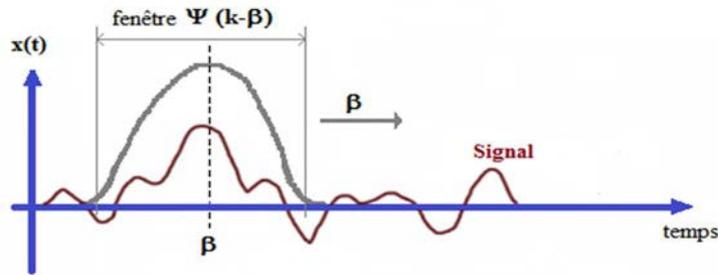


Figure 37 - La fenêtre $\Psi(k - \beta)$ sera centrée à l'instant β et on fait "glisser" la fenêtre en jouant sur β .

Cette opération est répétée en faisant glisser cette fenêtre le long du signal $x(t)$. La fenêtre d'analyse est obtenue en multipliant la fonction cosinus ou fonction analysante de la transformée de Fourier par une fonction $y(k)$ d'étendue arbitraire et fixe appelée fonction mère. Cette fonction est symétrique, sa position dans l'espace est définie par son centre et le paramètre de translation β . La fonction fenêtre s'écrit : $\Psi(K - \beta)$, la fenêtre analysante (convolution) de Gabor devient (équation 18) :

$$(18) \quad \Psi_{a,b} = \Psi(K - \beta) * \cos 2\pi ak$$

Avec a : paramètre fréquentiel et $\Psi(K - \beta)$ peut être une des fonctions (ou fonctions fenêtres) suivantes : de type Gaussienne, Hanning, Haming, Rectangulaire, Blackman-Harris. En résumé, la transformée de Fourier fenêtrée remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par le produit d'une sinusoïde et d'une fenêtre localisée en temps. Elle a deux arguments : le temps, et la fréquence. Bien que la fenêtre glissante met en évidence les propriétés locales, cette technique présente un inconvénient de par la taille de la fenêtre qui est constante et peut s'avérer soit trop grande soit trop petite pour mettre en évidence des propriétés particulières du signal. En d'autres termes, en cherchant à préciser les notions temporelles, nous avons rendu floues les notions fréquentielles (inégalités¹⁷ de Heisenberg 1927) ce que l'on gagne en localité, en précision temporelle, est irrémédiablement perdu en précision sur les fréquences. Pour éviter les pièges mathématiques de l'analyse de Fourier qui est limitée à l'étude des signaux stationnaires, la technique de décomposition en ondelettes a été introduite pour l'analyse de nos signaux. A l'inverse de Fourier, les ondelettes sont consacrées à l'étude sur des signaux non stationnaires. Pour pallier à ces inconvénients, Morlet eut l'idée dans les années 1980 avec Grossman [73] de faire varier dans la fenêtre analysante non seulement la fréquence comme dans Fourier mais aussi sa taille. Le but étant d'obtenir plus de précisions d'un signal en fonction des fréquences hautes ou basses. Le principe est le suivant, si la fréquence augmente suite à des changements rapides du signal la fenêtre se contracte. A l'inverse, si la fréquence diminue la fenêtre se dilate. Pour cela, on utilise une ondelette mère ou dite analysante (ondelette de Haar, Morlet, Daubechies, etc.), et une fonction de fenêtrage (Figure 38) possédant deux coefficients ; l'un étant l'échelle

¹⁷ Le principe d'incertitude ou principe d'indétermination fut énoncé par Heisenberg en 1927, ce fut le début de la mécanique quantique. Par exemple pour un objet se déplaçant, on ne peut connaître simultanément sa position et sa vitesse (précision pour l'un, incertitude pour l'autre et vice versa).

coefficient de dilatation de l'ondelette ($1/f$) et l'autre coefficient de translation (déplacement de la fenêtre le long du signal).

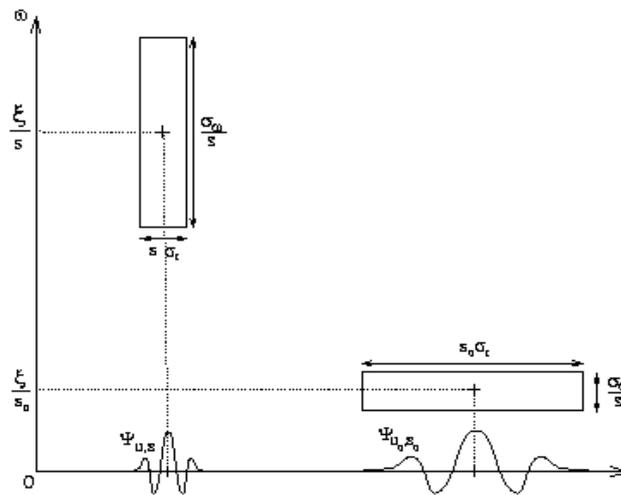


Figure 38 - Boîtes temps fréquence ou rectangles d'Heisenberg, représentation compression et dilatation.

9.8. Analyse par ondelettes

L'analyse de la transformée en ondelettes diffère de celle de Fourier qui est sinusoïdale et elle ne permet pas l'étude de transitoires rapides, de durées différentes d'un signal. La transformée en ondelettes décompose les signaux sur une famille d'opérations simples (translation et dilatation) à partir d'une fonction principale appelée ondelette mère. La décomposition en ondelettes présente deux principales caractéristiques : des moments nuls d'ordre suffisant et un support compact.

Les propriétés de la décomposition en ondelettes permettent, entre autre, le débruitage de nos signaux, notamment celui-ci de l'ECG qui superpose le signal Edi. Elle permet par la suite une analyse plus facile du signal Edi et d'en extraire toutes les informations recherchées sur ce signal. Les avantages de la transformée en ondelettes résident dans l'utilisation des fonctions bien localisées dans le plan temps échelle, ce qui lui donne beaucoup d'avantages par rapport à l'analyse de Fourier. La transformée en ondelettes utilise des fonctions localisées dans le temps fréquence ce qui lui donne des avantages comme la résolution en fréquence de la transformée dépendant du facteur de dilatation. Par contre lorsque le signal présente des sauts, des variations très rapides, des discontinuités, l'analyse par ondelettes est adaptée car elle va détecter ces singularités et analyser celles-ci ; cette particularité rend l'analyse complémentaire à l'analyse de Fourier. A partir de la décomposition en ondelettes, on peut donc représenter efficacement un signal quelconque avec peu de coefficients.

C'est un outil mathématique puissant qui vient se rajouter à de nombreuses autres techniques du traitement de signal notamment dans le domaine du débruitage des signaux à une à plusieurs dimensions. La diversité des algorithmes sur les ondelettes sont un des atouts majeur actuellement pour observer, de détecter voir de séparer un phénomène particulier d'un signal.

10. Techniques de débruitage de l'Edi

Bien que le système que nous présentons soit quasi similaire en ce qui concerne le recueil du signal électromyogramme du diaphragme, nous n'avons pas la prétention d'avoir un meilleur système, mais nous avons effectué une autre approche de recherche sur l'analyse et le traitement de signal par d'autres méthodes de débruitage pour minimiser le plus possible les bruits superposés à notre signal utile Edi. Les principes fondamentaux sur l'automatisation et le traitement par ondelettes apportent une autre technique totalement différente que celle du système NAVA. L'EMG du diaphragme a depuis quelques années fait l'objet de nombreuses études sur son débruitage. Différentes méthodes ont été utilisées jusqu'ici pour éliminer les bruits du secteur 50Hz, artéfacts liés aux mouvements, tremblements, au déplacement de la sonde, mais aussi perturbées par le signal électrocardiogramme (ECG). On trouve dans la littérature plusieurs types de filtrage utilisant des filtres électroniques analogiques (passe haut, passe bas, passe bande), ces derniers sont implantés sur les cartes des capteurs de notre application à caractéristiques de Butterworth [74] (type de filtre linéaire).

Par contre d'autres types de filtre sont utilisés dans le traitement de signal, construits à l'aide d'opérations mathématiques comme par exemple la transformée en z définie par (équation 19) :

$$(19) \quad X(z) = Z\{x_n\} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_n z^{-n}, \text{ avec } z \text{ variable complexe et } X(z) \text{ fonction complexe}$$

de la variable z , le produit convolution de deux signaux $(x * y)_t = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\theta)y(t-\theta)d\theta$, l'analyse

spectrale, ce sont la famille des filtres numériques de type à réponse impulsionnelle finie (FIR¹⁸) d'équation $y_n = \sum_{k=1}^k b_k \times x_{(n-k)}$, avec $b(k)$ les coefficients de la fonction de longueur k et à

réponse impulsionnelle infinie (IIR¹⁹) d'équation $y_n = \sum_{k=0}^n b_k \times x_{(n-k)} - \sum_{k=1}^m a_k \times y_{(n-k)}$, et l'utilisation

des statistiques au filtrage des signaux (filtre à moyenne mobile ou glissante $y_t = \sum_{k=-m}^{k=+m} \alpha_k x_{t+k}$

, moyenne mobile exponentielle $y_t = \beta \sum_{k=0}^{\infty} (1-\beta)^k x_{t-k}$, filtre de la moyenne médiane). Ces filtres statistiques sont utilisés dans le lissage de courbe en traitement de signal.

On trouve également les filtres adaptés, filtre de Wiener [75], et filtre Kalman [76] dont les caractéristiques sont : soit des processus aléatoires, soit des signaux déterministes et aléatoires. Ce sont des filtres numériques dont les coefficients évoluent en fonction des signaux reçus, ces coefficients sont estimés par des algorithmes récursifs suivant des critères.

Bien qu'il y ait plusieurs méthodes de filtrage citées pour minimiser les bruits sur le signal Edi, les principales sont abordées pour connaître leurs avantages et leurs inconvénients. Les principales techniques utilisées à réduire le bruit du signal de l'électromyogramme ont été :

- par seuillage [77].
- par soustraction [78, 79].

¹⁸ Finite Impulse Response, filtre non récursif, à réponse de phase linéaire et stable, coûteux en temps.

¹⁹ Infinite Impulse Response, filtre à pente de coupure raide, non stable (oscillation, résonance).

- adaptatif ou LMS [80-83].
- par analyse de composante indépendante ICA [84, 85].
- transformée en ondelettes [86-88].
- lifting en ondelettes [89, 90].
- par analyse morphologique [91, 92].
- par combinaison des méthodes de filtrage appropriées [93].

10.1. Principes des techniques de débruitage hors ondelettes

Une des premières méthodes, la plus simple est d'éliminer les pics ECG sur le signal (s) Edi est de fixer un seuil (th). Lorsque le signal dépasse ce niveau ($s > th$), il est considéré comme de l'ECG (onde R), le signal est alors mis à zéro. L'avantage de cette méthode est d'être simple et rapide de mise en œuvre, malheureusement elle a pour conséquence de supprimer également du signal Edi.

La deuxième méthode simple pour réduire ce signal a été développée en 1983 par soustraction [78] : $Edi = EdiBrut - ECG$, le signal ECG était prélevé à l'aide d'électrodes et l'Edi avec une sonde munie d'électrodes. Cela se traduisait par des trous dans le signal Edi et des pertes d'informations du signal Edi (Figure 39-1 et 39-2).

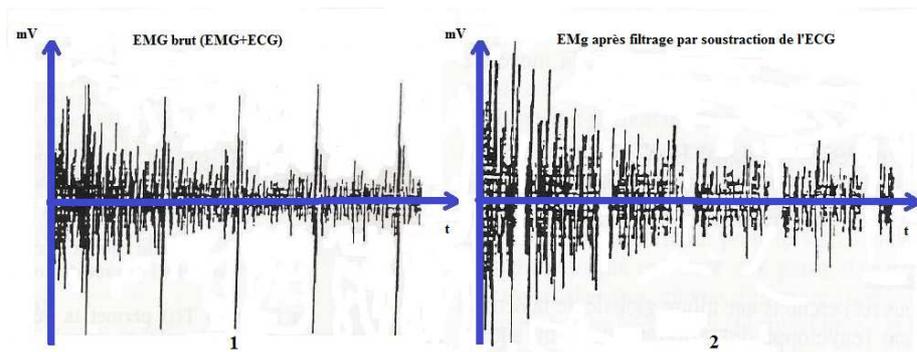


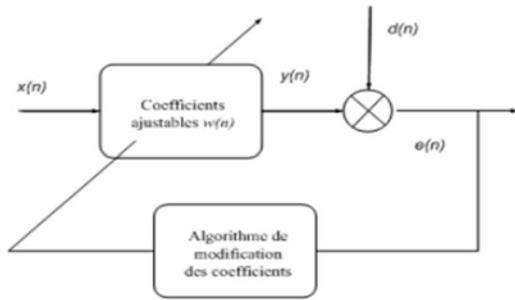
Figure 39 - (1) Signal EMG brut (EMG+ECG), (2) suppression de l'ECG par soustraction, ce qui se traduit par des "trous" sur le signal EMG.

La troisième méthode est par filtrage de Wiener²⁰ [94] d'où l'utilisation des LMS²¹. Cette technique de traitement de signal permet de minimiser le bruit. Le principe étant basé sur un filtre adaptatif composé d'un filtre numérique dont les coefficients se modifient automatiquement en fonction du signal d'entrée x_t . Le filtrage adaptatif est utilisé dans le cas où le signal est non stationnaire pour supprimer des perturbations situées dans le domaine des fréquences du signal utile, ce que ne peuvent pas faire les filtres classiques. Il est composé d'un filtre numérique à coefficients ajustables et d'un algorithme de modification des coefficients basé sur un critère d'optimisation (Figure 40).

Cette technique présente un inconvénient, car il lui faut au début un temps de recherche du signal avant d'adapter ses coefficients pour se stabiliser.

²⁰ Le filtre de Wiener est celui qui minimise l'erreur quadratique moyenne.

²¹ Last Mean Square ou Moindre Carré Moyen.



Pour optimiser la séparation d'un signal, d'un bruit et atténuer la distorsion apportée par le filtre au signal, l'erreur quadratique moyenne doit être minimisée selon le principe de Wiener [95, 96].

Figure 40 - Principe du filtre adaptatif.

Étant donné que $J = E (| e(n) | ^2)$,

avec : J est l'erreur quadratique moyenne
 E est l'espérance mathématique

Le signal estimé $y(n)$ est : $y_n = \sum_{i=0}^{p-1} w_i x(n-i) = w^T \cdot x = x^T \cdot w$ et si l'on désigne

$p = E \{ d_n \cdot x^T \}$, $R = E \{ x \cdot x^T \}$, $rdd(0) = E \{ d^2(n) \}$, on aboutit à l'équation 20 :

$$(20) \quad J(w) = rdd(0) - 2 p \cdot w + w^T R \cdot w.$$

Le gradient de cette fonction est nul pour le vecteur des coefficients de prédiction : $w^T = R^{-1} p$. La technique utilisée pour minimiser le bruit va dépendre du contexte c'est-à-dire du type de signal, du type de bruit (haute ou basse fréquence), du rapport signal sur bruit. Le but est de retrouver le signal utile en sortie tout en atténuant le bruit. Or dans le cas de l'EMG du diaphragme, cette méthode ne peut être appliquée, car le bruit qui interfère principalement le signal Edi est le signal ECG notamment l'onde R. Il ne peut être employé pour cette technique car il y a un décalage temporel entre ces deux signaux. D'autres techniques ont été développées et font l'objet de nombreux projets de recherche. Dans les paragraphes suivants sont présentées les méthodes les plus employées pour obtenir un signal exploitable par la suite.

Algorithme Last Mean Square (LMS)

L'algorithme LMS est une approximation stochastique²² de l'algorithme du gradient appliqué à la minimisation de la fonction de coût quadratique $J(w)$. Ainsi, pour faire tendre w vers sa valeur optimale, on lui soustrait une valeur qui est proportionnelle au gradient $e(n)^2$, d'où de l'expression : $w_{n+1} = w_n - \mu \nabla n$, le gradient ∇n est la dérivée de $e(n)^2$ par rapport à

w_n : $\nabla n = \frac{\delta}{\delta w_n} e(n)^2$, $\nabla_n e^2 = 2e(n)x(n)$. Le coefficient μ d'adaptation régule la stabilité du filtre ainsi que sa convergence.

La condition de convergence est donnée par la relation suivante :

$$0 < \mu \leq \frac{1}{\alpha_{\max}} ; \alpha_{\max} \text{ représente la valeur propre maximale de la matrice d'autocorrélation } R.$$

La résolution de cette équation fait appel aux matrices d'autocorrélation R et d'inter-corrélation p . De nombreux algorithmes ont été développés dans ce sens pour résoudre cette équation, en particulier celui de Levinson & Durbin [68]. D'un point de vue algorithmique la

²² Un processus stochastique est l'étude des phénomènes relevant du hasard ou aléatoire dépendant du temps (famille de variables aléatoires).

Figure 41 représente la mise en œuvre d'un filtre adaptatif FIR (Filtre numérique à réponse impulsionnelle finie, stabilisation à zéro). La stabilité de ce type de filtre peut être garantie, si l'on prend μ entre : $0 < \mu < \frac{2}{N\sigma_x^2}$, μ est un facteur constant dont dépend la stabilité et le

taux de convergence. La stabilité de ce type de filtre peut être garantie, si l'on prend μ entre : $0 < \mu < \frac{2}{N\sigma_x^2}$, μ est un facteur constant dont dépend la stabilité et le taux de convergence.

Si μ est choisi très petit le filtre sera très stable mais il prendra plus de temps à se stabiliser. Bien que cet algorithme soit simple à mettre en œuvre en pratique, il a pour inconvénient d'avoir : une vitesse de convergence faible, liée au conditionnement des données ou au choix d'erreur en excès importante.

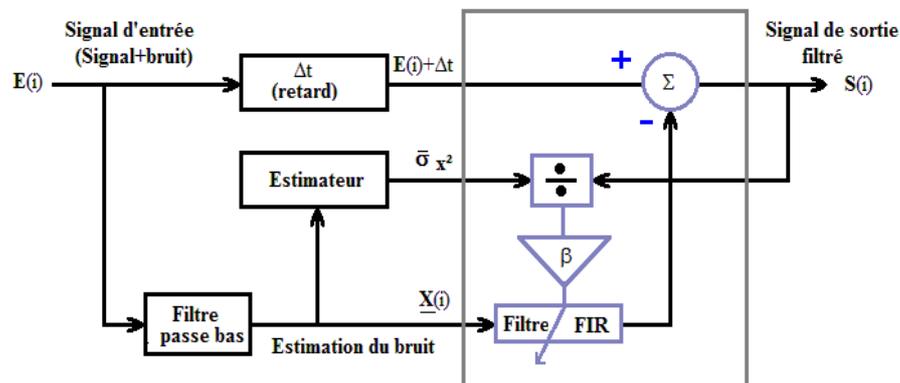


Figure 41 - Algorithme du filtre adaptatif LMS, signal d'entrée $E_{(i)}$ est le signal utile + bruit, $S_{(i)}$ est le signal de sortie filtré.

Analyse en composantes indépendantes (ACI ou ICA)

L'analyse en composantes indépendantes provient des travaux sur la séparation des sources [97] qui est du domaine du traitement de signal. L'analyse en composantes indépendantes est souvent introduite comme permettant de résoudre le problème de séparation de sources [98]. C'est un outil d'analyse de données permettant de trouver une nouvelle base de représentation dans laquelle les projections des observations sur cette base fournissent des composantes indépendantes [99]. C'est une méthode de l'analyse statistique multi-variée (vectorielle) de données pour en extraire des composantes linéaires qui soient le plus possible indépendantes entre elles. Elle est très utilisée dans la mesure de l'activité électrique du cerveau [100] pour éliminer les artefacts des signaux de l'électro-encéphalographie (EEG)²³. L'analyse en composantes indépendantes (ICA)²⁴ est une technique statistique qui représente un échantillon aléatoire de vecteur multidimensionnel comme une combinaison linéaire de variables aléatoires non gaussien «composantes indépendantes» qui sont aussi indépendantes que possible. C'est une version non gaussienne de l'analyse factorielle, et quelque peu similaire à l'analyse en composantes principales. L'algorithme FastICA²⁵ est une méthode très efficace de calcul pour effectuer l'estimation de l'ICA. Il utilise la méthode du point fixe qui est de 10 à 100 fois plus rapide que les méthodes classiques de descente de gradient pour l'ICA [101, 102]. La méthode ICA, appliquée à l'élimination de l'ECG polluant l'Edi, consiste à séparer le signal de l'Edi du signal de l'ECG à partir de l'EMG diaphragmatique

²³ Swart Center for Computational Neuroscience, University of California San Diego USA.

²⁴ Independent Component Analysis.

²⁵ Fast Fixed-Point Algorithm for Independent Component Analysis.

brut. Le but recherché est de trouver une matrice de transformation N , tel que : $x = Nt$, avec x la transposée de la matrice $[x_1, \dots, x_m]$ qui représente l'Edi brut (signal d'entrée), t est la transposée de la matrice $[t_1, \dots, t_m]$ représentant l'Edi filtré (signal de sortie). Pour déterminer la matrice N , plusieurs algorithmes ont été développés tel que les algorithmes Fast ICA [103], Infomax [104] et JADE. L'algorithme JADE²⁶ a permis d'éliminer une grande partie de la contamination ECG sans pertes considérables du signal EMG [105, 106]. De plus pour améliorer les performances d'un prétraitement fréquentiel, il est nécessaire avant d'appliquer l'algorithme ICA sur le signal EMG, d'acquérir le signal ECG sur une autre entrée afin d'évaluer la limite fréquentielle contenant au moins 95% de la PSD (densité spectrale de puissance) du signal ECG [105]. Malgré son efficacité, l'application de la méthode ICA, reste limitée car elle ne peut être utilisée dans des applications en temps réel à cause de son délai de traitement (consommateur en temps de calcul) du a la complexité des algorithmes pouvant être utilisés dans le cadre de cette méthode.

Filtre morphologique

La morphologie mathématique est une théorie et une technique mathématique inventée en 1964 à l'école des mines de Paris par Georges Marethon [107] et Jean Serra [91].

Cette théorie est basée sur l'analyse de structures liées avec l'algèbre, la théorie des treillis, la topologie, et les probabilités.

C'est un outil mathématique permettant au départ d'explorer la structure géométrique des objets dans une image (Figure 42). Le développement de techniques basées sur ces outils a ensuite permis d'élargir le champ de ses applications, par exemple dans le domaine de la reconnaissance de formes, le contraste, la compression ou du filtrage que l'on trouve dans les technologies du multimédia, de la biologie et de la médecine.

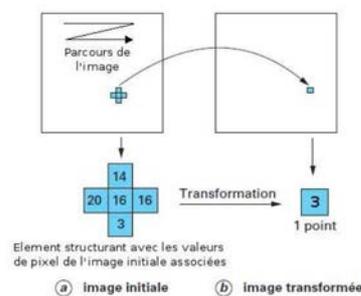


Figure 42 - Schéma de principe des filtres morphologiques.

Pour éliminer les artefacts de notre signal Edi, une autre technique a été testée par l'utilisation de filtre morphologique. Ce filtrage non-linéaire fait appel à deux opérateurs morphologiques de base : l'érosion binaire (équation 21) et la dilatation binaire (équation 22).

La dilatation et l'érosion sont des transformations adjointes et complémentaires signifiant que l'érosion d'une image est équivalente au complémentaire de la dilatation sur l'image avec le même élément structurant et vice versa. Il existe deux autres éléments structurants ou opérateurs complémentaires combinant les deux premiers : l'ouverture et la fermeture. Ainsi l'ouverture supprime les pics mais préserve les vallées alors que la fermeture comble les vallées.

$$(21) \quad E_{Bin} X = \{x : B(x) \subseteq X\}$$

$$(22) \quad D_{Bin} (X) = \{x : B(x) \cap X \neq \emptyset\}$$

²⁶ Joint Approximate Diagonalization of Eigenmatrices

Ces opérateurs morphologiques (Figure 43) utilisent une forme de référence avec laquelle le signal est comparé localement. Cette forme de référence est appelée l'élément structurant. Bien que le domaine du filtrage morphologique est utilisé en particulier en analyse d'images, (imagerie médicale, en biologie, cytologie, imagerie aérienne et satellitaire), il permet également à la réduction du bruit d'un signal [108-111].

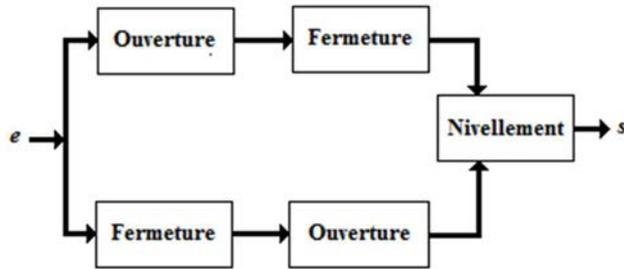


Figure 43 - Combinaison des opérateurs (ouverture, fermeture) du filtre morphologique.

D'une façon générale les équations d'ouverture et de fermeture binaire sont définies ²⁷ :

$$(23) \quad O_{Bin}(X) = D_{Bin}(E_{Bin}(X)) \text{ pour l'ouverture}$$

$$(24) \quad F_{Bin}(X) = E_{Bin}(D_{Bin}(X)) \text{ pour la fermeture}$$

Toute transformation croissante (équation 25) et idempotente (équations 26) sur un treillis définit un filtre morphologique [92, 112]. Idempotence signifie qu'une opération détermine le même effet qu'elles soient appliquées une ou plusieurs fois).

$$(25) \quad (x \leq y \Rightarrow \Phi(x) \leq \Phi(y))$$

$$(26) \quad (\Phi(\Phi(x)) = \Phi(x)) \quad \text{with } \Phi: E \rightarrow E$$

Le tableau 3 regroupe les équations sur la théorie et les fonctions d'érosion et la dilatation du filtrage morphologique.

Tableau 3 - Equations et fonctions des opérateurs morphologiques.

	Erosion	Dilatation
Theoretically	$\ \Psi(\wedge\{x_i\}) = \wedge\{\Psi(x_i)\}$	$\ \Phi(\vee\{x_i\}) = \vee\{\Phi(x_i)\}$
The general function is : $f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$		
Functional dilatation and erosion are respectively defined as	$\varepsilon_g(f) = f \otimes \tilde{g}$	$\delta_g(f) = f \oplus \tilde{g}$
	$\delta_g(f)(x) = \sup_{y \in \mathbb{R}^n} \{f(y) + g(y-x)\}$	$\varepsilon_g(f)(x) = \inf_{y \in \mathbb{R}^n} \{f(y) - g(y-x)\}$

²⁷ O = ouverture, F = fermeture, D = dilatation, E = érosion

Dans le cas du filtrage du signal l'électromyogramme Edi, la combinaison d'ouverture (opening) : dilatation (érosion), et de fermeture (closing) : érosion (dilatation) permet d'éliminer les pics ECG. L'algorithme du filtrage morphologique adapté au signal Edi, se traduit par:

$$Edi = Edi_{brut} - closing(opening(Edi_{brut}, \alpha)), \text{ avec } \alpha \text{ paramètre du filtre.}$$

Ce type de filtre efficace a été testé pour éliminer les artéfacts rapides (spikes) de l'ECG et autres perturbations sur le signal Edi.

Par contre dans notre cas il ne peut être utilisé pour faire du temps réel car ce type de filtre "consomme" du temps de calcul CPU²⁸, d'où la nécessité d'utilisation de processeur rapide (RISC, ARM)²⁹ ou spécialisé pour le calcul (DSP³⁰, multi-cœurs).

Une autre solution pour débruiter le signal Edi, c'est l'utilisation de la transformée plus particulièrement la technique d'ondelettes multirésolutions et la nouvelle génération appelée lifting ondelettes.

10.2 Transformée en ondelettes

Historiquement, Harr a été le premier à introduire les ondelettes [113] dans les années 1909-1910, elles constituaient une base de fonctions orthogonales³¹. L'ondelette de Haar présente la particularité de ne pas être dérivable. C'est la première ondelette connue, elle est simple à comprendre et à implémenter (Figure 44). L'analyse par Fourier (1822) est sans conteste un outil des plus puissants mis aujourd'hui à la disposition des mathématiciens, physiciens et aussi la plus utilisée. Bien que conçu sur une base du concept de physique de fréquence spatiale et temporelle, malheureusement l'analyse de Fourier se relève imparfaite sur certains signaux que l'on peut rencontrer couramment comme des signaux non stationnaires (cas du signal Edi). Dans les années soixante-dix, l'analyse par ondelettes est née d'une découverte faite par Jean Morlet ingénieur dans le secteur de la vibrosismique. L'analyse par ondelettes fut créée par Morlet [114] pour surmonter certaines difficultés rencontrées dans l'analyse des signaux acquis en recherche pétrolière.

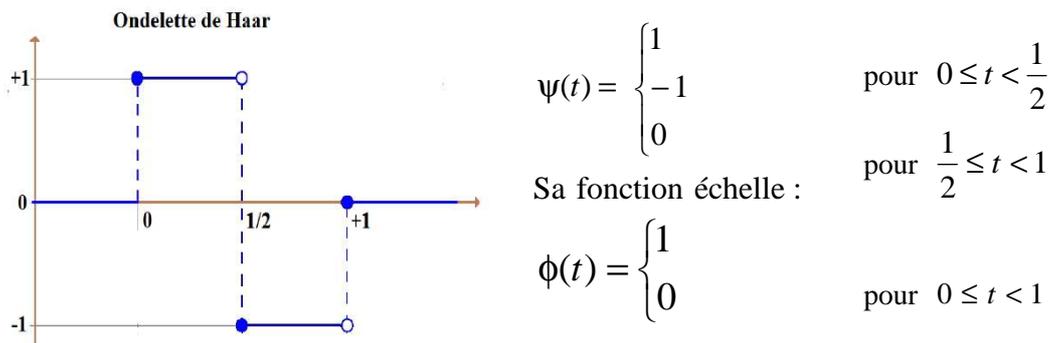


Figure 44 - Première ondelette introduite par Haar (1909).

²⁸ Central Processing Unit

²⁹ Reduced Instruction Set Computer, Advanced Risc Machine

³⁰ Digital Signal Processor

³¹ L'orthogonalité est un concept d'algèbre linéaire associé à une forme bilinéaire, le plus souvent c'est un produit scalaire.

Ces signaux sont des courbes graphiques assez irrégulières qui présentent, en outre, de fortes parties transitoires. Morlet étudiait ces courbes à l'aide d'une technique éprouvée, l'analyse de Fourier à fenêtre. Celui-ci lassé des artefacts entraînés par cette technique, découvrit une nouvelle façon de représenter ce type de signaux. Le nouvel algorithme fournit un meilleur rendu des zones transitoires, l'analyse par ondelettes était lancée. Par définition, le mot "ondelette" (wavelet en anglais) est un néologisme qui signifie petite onde. Une ondelette, est une fonction dont le support est compact ou quasi-compact et qui est de moyenne nulle.

Le terme "support compact" ou "quasi-compact" veut dire que la fonction est nulle ou quasi-nulle en dehors d'un intervalle de taille finie; "de moyenne nulle" veut dire que la fonction doit prendre des valeurs positives et négatives, donc elle oscille comme une petite vague, d'où le nom "ondelette". L'objectif de la théorie des ondelettes est de fabriquer des bases orthogonales de $L^2(\mathbb{R})$ de la forme $(\psi(2^j x - k))_{j,k}$, c'est-à-dire composées translatées et dilatées d'une fonction unique, de préférence localisée et régulière. Par exemple toute fonction $\psi(t) \in L^2(\mathbb{R})$ telle que $\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0$, sera appelée ondelette. On peut définir une famille de fonctions issues de cette ondelette par dilatation et translation (équation 27) :

$$(27) \quad \Psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad b \in \mathbb{R}, a > 0 \text{ avec}$$

a : facteur d'échelle (fréquence), plus il est grand plus l'ondelette est dilatée, il est inversement proportionnel à une pulsation.

b : représente le paramètre de position ou translation (temps) de l'ondelette.

L'ondelette de Morlet est définie par $\Psi(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{\frac{t^2}{2}} e^{jabf}$ à partir d'une fonction de Gabor³².

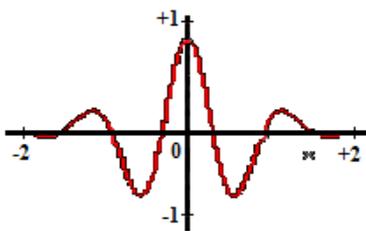


Figure 45 - Ondelette de Morlet

La Figure 45 représente l'ondelette mère de Morlet appelée aussi chapeau mexicain pour sa forme [115]. Sur celle de la Figure 46, d'autres versions d'ondelettes sont montrées à différents paramètres (a , b) de coefficient d'échelle (dilatation ou compression) de fenêtre à partir d'une même ondelette mère.

La Figure 46 constitue les différentes étapes de l'ondelette mère après compression ou dilatation.

³² Dennis Gabor invente en 1946 une transformation analogue à celle de Fourier appliquée sur une fenêtre temporelle exprimée par une fonction gaussienne.

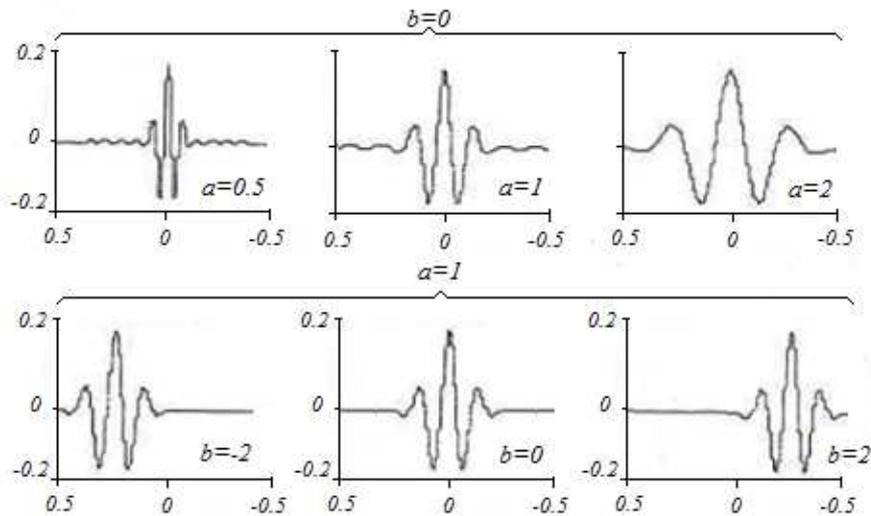


Figure 46 - Ondelette de Morlet pour plusieurs valeurs des coefficients a et b .

Pour une fonction f quelconque, la transformée en ondelettes Wf (équation 28) est une projection (produit scalaire dans L^2) sur les fonctions de cette famille :

$$(28) \quad Wf(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt, \quad Wf(a,b) \text{ représente les}$$

coefficients en ondelettes de la fonction f (ou d'un signal $s(t)$). Une ondelette dite mère ou aussi ondelette analysante $\Psi_{ab}(t)$ (famille d'ondelettes) est une fonction de base que l'on peut translater et dilater $\Psi(t)$ pour recouvrir le plan temps-fréquences et analyser un signal. Une ondelette est une forme d'onde localisée dans un temps court.

Propriété

La transformée en ondelettes a donc une résolution temps-fréquence qui dépend de l'échelle s , sous la condition suivante :

$$C\Psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\hat{\Psi}_\omega|^2}{\omega} dx < +\infty$$

C'est une représentation complète (Figure 47), stable et redondante du signal en particulier, la transformée en ondelettes est inversible à gauche. La redondance se traduit par l'existence d'un noyau reproduisant.

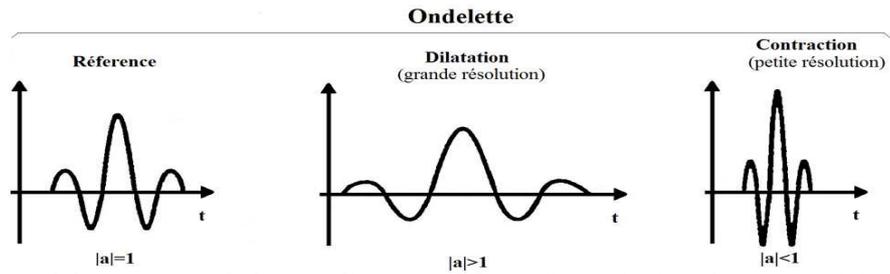


Figure 47 - Les ondelettes sont déduites d'une ondelette "mère" ($|a|=1$) ayant été dilatée ou compressée et translatée afin de couvrir tout le domaine de la fonction décomposée (Ondelette de Daubechies représentée à l'ordre 10).

On peut interpréter en termes de filtrage à partir de l'équation 29 si l'on note

$\psi^{*(t)} = \bar{\psi}(-t)$, la transformée en ondelette peut se réécrire comme un produit de convolution :

$$(29) \quad Wf(a,b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^* \left(\frac{b-t}{a} \right) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} (f * \psi^*_a) b$$

Les ondelettes ont un spectre de type passe bande, avec une fréquence de centrage et une taille de filtre qui varie de façon inversement proportionnel au facteur d'échelle b , si ce facteur b est fixé, la fonction $Wf(a,b)$ est le résultat d'un « filtrage passe bande » de la fonction f , la variable joue le rôle de variable temporelle t . La transformée en ondelettes se révèle comme une série de filtrage passe bande dont les filtres sont déduits par dilatation ou translation d'un filtre de base. L'analyse temps fréquence est un pavage (Figure 48) de type rectangulaire se déduisant les uns des autres par translation, alors dans l'analyse temps échelle, la surface est constante avec une résolution fréquentielle $\Delta\omega/\omega_0$ relative constante.

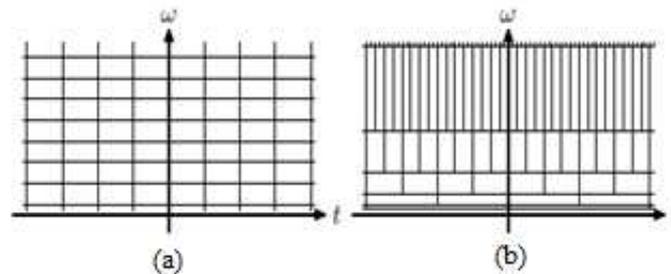


Figure 48 - Pavage temps fréquence (a) et temps échelle (b).

Il existe plusieurs familles d'ondelettes qui se sont avérées très utiles dans les différents domaines du traitement du signal, de l'imagerie, JPEG 2000, compression de données.

Cette famille d'ondelettes émane des principaux créateurs d'ondelette mère qui pour la plupart porte leur nom (Haar, Daubechies, Morlet, Mallat, Meyer, Cohen, Feauveau) et des dérivées (Biorthogonal, Coiflets, Symlets, Morlet (chapeau mexicain)), ainsi les autres familles d'ondelettes dérivées de gaussienne, approximation Meyer à base FIR (filtre numérique), B-Spline³³, Lifting.

³³ B-spline (courbes de Bézier) est une combinaison linéaire de splines. (fonction définie par morceaux de polynômes) positives à support compact minimal.

En 1998, Truchet [116] a établi un classement pour les transformées en ondelette en fonction des cas : continues ou discrètes, redondantes ou non. Il est donné par le tableau 4 suivant :

Tableau 4 - Classement des ondelettes par Truchet (1998)

<i>Transformées redondante</i>	<i>Transformée continue</i>	<i>Trame d'ondelette</i>	<i>Parquet d'ondelette</i>
<i>Transformées non redondante</i>	- Paquet d'ondelettes - Analyse multirésolution	→	<ul style="list-style-type: none"> - base orthonormée - biorthogonal

L'un des avantages de la transformée en ondelette non redondante est de disposer de bases de fonction. Ces bases permettent de mettre en œuvre des opérations de filtrage du même type que celles réalisées à partir de la transformée de Fourier.

L'analyse multirésolution, permet d'analyser et de synthétiser des signaux multi dimensionnels à différents niveaux de résolution. Une analyse multirésolution consiste à associer du détail de niveau.

10.3. Analyse par ondelette multirésolution

Le signal Edi étant noyé dans des bruits dont le plus important étant le signal ECG car sa bande de fréquence (QRS) empiète sur le signal EMG du diaphragme (Figure 49) Pour diminuer au maximum le bruit sur notre signal Edi, nous avons traité le signal par ondelettes dyadiques³⁴. La transformation en ondelette permet d'appliquer une analyse multirésolution sur le signal étudié.

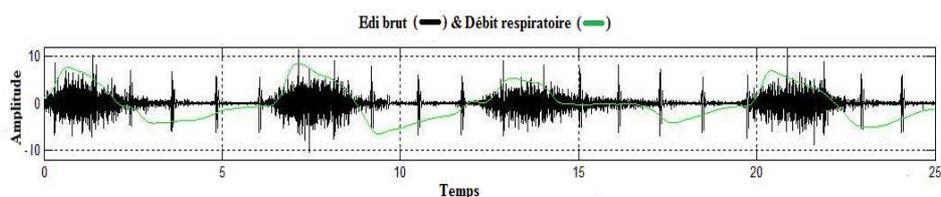


Figure 49 - Electromyogramme brut (Edi brut) avec la courbe du débit respiratoire) et la superposition du signal ECG (plus particulièrement le pic onde R) au signal EMG.

L'analyse multirésolution a été conçue par Meyer [117] et Mallat [118]. C'est une méthode pour construire des bases orthogonales d'ondelettes. L'analyse multirésolution de la transformation en ondelettes équivaut à une décomposition atomique³⁵ temps-échelle. Chacun des atomes peut s'interpréter comme étant une projection locale du signal analysé et obtenu à partir d'une ondelette $Y(t)$ unique (ondelette mère) par une translation en temps et une dilatation. De façon plus générale, une analyse multirésolution désigne une suite imbriquée d'espace d'approximation $V_j \subset V_{j+1} \subset \dots$, l'entier j étant associé à la résolution 2^{-j}

³⁴ Les ondelettes dyadiques sont des échantillonnages en échelle de la transformée en ondelettes d'un facteur 2, le temps n'est pas soumis à cet échantillonnage.

³⁵ Une transformée temps fréquence linéaire corrèle le signal avec une famille de fonctions bien concentrées en temps et en fréquence, d'où cette appellation atomes temps fréquence (Mallat S.).

(dilatation binaire ou dyadique) au sens où V_j est engendré par une base de type : $\varphi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \varphi(2^j t - k)$, avec $k \in (\mathbb{Z})$ et φ est la fonction échelle. L'approximation d'une fonction à la résolution 2^{-j} est définie comme sa projection orthogonale sur un espace $V_j \subset L^2(\mathbb{R})$.

L'analyse multirésolution de $L^2(\mathbb{R})$ [119] sert à mettre en évidence divers phénomènes présents dans un signal (cas sur le signal Edi). L'idée de cette analyse multirésolution d'un signal consiste à représenter comme une limite de ses approximations successives où chaque approximation est une version issue de la précédente. Une analyse multirésolution effectuée sur le maillage synthétisé permet de diminuer la résolution sans perte d'informations.

Elle permet de synthétiser ou de séparer les signaux multidimensionnels à différents niveaux de résolution, en les décomposant sur une base de fonctions d'échelle³⁶ φ et sur une base de fonctions ondelettes ψ d'information, jusqu'à atteindre le maillage de contrôle.

Cela consiste à associer du détail de niveau. Il est par définition égal à la différence d'information entre son approximation, et à la résolution. L'analyse multirésolution s'appuie sur la théorie des ondelettes. On note par $a_j[n]$ et $d_j[n]$ respectivement le niveau d'approximation et de détails de f à la $j^{\text{ème}}$ résolution (projection sur V_j et W_j :

$$a_j[n] = \langle f, \varphi_{j,n} \rangle, \quad d_j[n] = \langle f, \psi_{j,n} \rangle$$

$$\text{avec } \varphi_{j,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \varphi\left(\frac{t-2^j n}{2^j}\right), \quad \text{et } \psi_{j,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi\left(\frac{t-2^j n}{2^j}\right)$$

Les fonctions ondelettes sont déduites des fonctions d'échelle fournies par la subdivision (Figure 50). Les ondelettes et les fonctions d'échelles biorthogonales sont constituées par un banc de filtres à reconstitution parfaite ou filtres à miroirs conjugués [120]. La transformée en ondelette d'un signal fait intervenir deux fonctions : la fonction d'ondelette ψ , qui permet de relever les hautes fréquences correspondant aux détails (d) et la fonction d'échelle φ , qui permet de relever les basses fréquences correspondant aux approximations parties plus lisses du signal (a). A partir de ces deux fonctions, on est capable de réaliser deux filtres : $h(k)$ un filtre passe-haut associé à ψ , et $g(k)$: un filtre passe-bas, demi-bande, associé à φ . Pour passer d'un niveau d'approximation au niveau inférieur, il suffit de calculer la convolution discrète du signal avec les filtres g et h (équations 30 et 31).

$$(30) \quad a_{j+1}[n] = a_j * h[2n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_j[k] h[k - 2n]$$

$$(31) \quad d_{j+1}[n] = a_j * g[2n] = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_j[k] g[k - 2n]$$

La convolution du signal avec ces filtres permet de récupérer les coefficients de détails (d). Ceux-ci proviennent du filtre passe-haut (h), ils représentent les composantes hautes fréquences du signal. Les coefficients d'approximations (a) résultent du filtrage passe-bas (g), ils représentent les composantes basses fréquences du signal.

Remarque : Il existe une relation entre l'échelle et la fréquence $F = k \times 1/a$, avec F = fréquence (Hz), a est le facteur d'échelle, et k constante en fonction de l'ondelette et de la fréquence d'échantillonnage (f_e) en Hz (f_e/a).

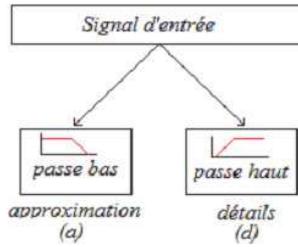
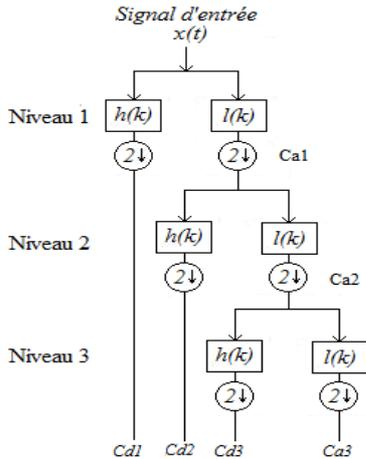


Figure 50 - Sous division d'approximation et de détail du signal d'entrée. Les détails (d) et approximations(a) font référence à la multirésolution.



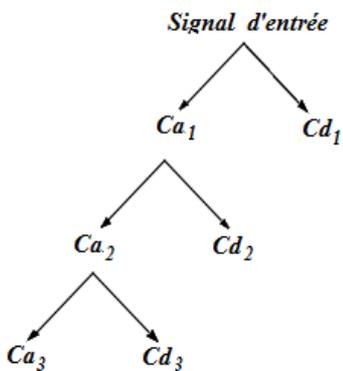
On obtient les coefficients appelés C_a et C_d de la transformée en ondelettes discrètes par filtrages successifs sur les mêmes deux filtres (h, l), en y injectant à chaque itération les coefficients C_a .

La transformée en ondelettes discrètes est calculée par produit de convolution à chaque itération de k suivant l'algorithme rapide de Mallat appelé aussi décomposition pyramidale [118] (Figure 51).

$2 \downarrow$ Représente le sous échantillonnage.

Figure 51 - Principe de l'algorithme rapide de Mallat, à chaque itération de k une nouvelle décomposition est calculée, ce qui crée de nouveaux coefficients (C_a et C_d). Les signaux de type (C_a) sont les signaux lissés résultant du produit de convolution du signal à la résolution précédente par le filtre h et les (C_d) qui sont les coefficients d'ondelettes aux différentes échelles [121].

Les équations des coefficients C_a , coefficients d'approximations (équation 32) et C_d coefficients des détails (équation 33).



$$(32) \quad C_a(k) = \sum_n x[n]l[2k-n]$$

$$(33) \quad C_d(k) = \sum_n x[n]h[2k-n]$$

avec :

h (high) = filtre passe haut

l (low) = filtre passe bas

Figure 52 - Arbre de la décomposition pyramidale et équation des coefficients (C_a , et cd).

Un banc de filtres réalise une décomposition pyramidale ou pyramide multirésolution du signal (Figure 52), cela fait apparaître un sous échantillonnage à la sortie de chaque niveau de filtre.

Le sous-échantillonnage, en se rapportant au théorème de Nyquist-Shannon³⁷, n'entraîne aucune perte d'information du signal. Il a pour effet de provoquer une diminution de la précision temporelle à mesure que la fréquence diminue.

En effet, le sous échantillonnage (Figure 53-1) provoque à chaque itération une division par deux du nombre d'échantillons, donc division par deux de la localisation temporelle à un coefficient sous-échantillonné qui peut être associée à deux coefficients en amont du filtre

A l'inverse la reconstruction (Figure 53-2) se fait à partir des coefficients a_j et d_j , la transformée en ondelettes inverses reconstruit a_j , en inversant l'étape de décomposition par insertion de zéros et de convolution des résultats avec les filtres de reconstruction [121].

La reconstruction du signal d'origine se fait à partir des signaux lissés a (approximation) et des coefficients d'ondelettes d (détails) (équation 34).

Par exemple : pour j fixé, on peut retrouver les coefficients $a_j[n]$ à partir des coefficients $a_{j+1}[n]$ et $d_{j+1}[n]$ (équation 34) :

L'équation de reconstruction s'écrit:

$$(34) \quad a_j[n] = \sum_{p \in \mathbb{Z}} h[n-2p]a_{j+1}[p] + \sum_{p \in \mathbb{Z}} g[n-2p]d_{j+1}[p]$$

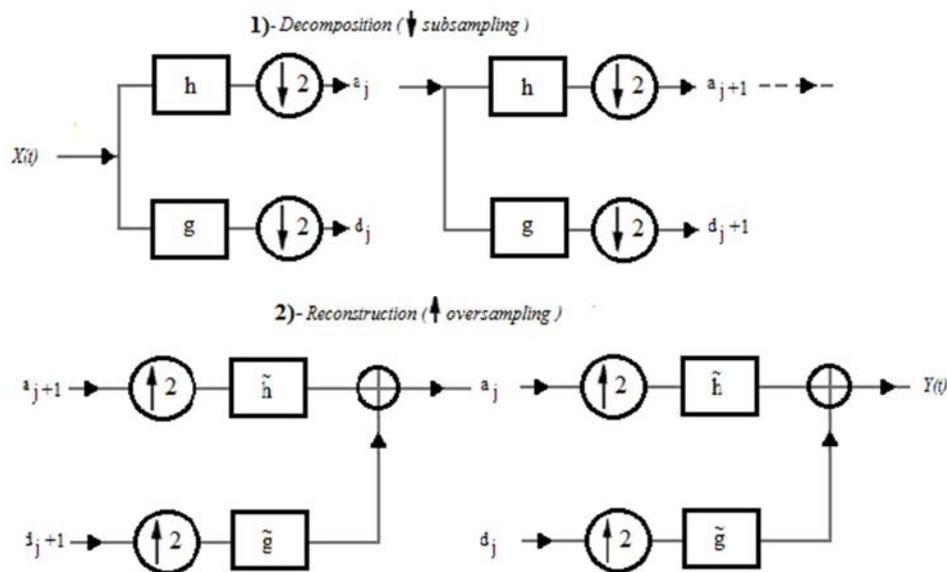


Figure 53 - (1) Décomposition : cascade de filtres, suivi de sous échantillonnage, (2) la transformée inverse reconstruit $Y(t)$ ou signal de sortie en insérant des zéros entre a_j et d_j , puis en les filtrant et en prenant la somme. $2\downarrow$ Représente le sous échantillonnage et $2\uparrow$ représente le sur échantillonnage.

³⁷ Définition du théorème de Nyquist-Shannon : lorsque que l'on échantillonne un signal analogique $(x(t))$, la fréquence d'échantillonnage (f_e) doit être égale ou supérieure au double de la fréquence maximale de ce signal. Ce théorème est à la base de la conversion analogique numérique des signaux.

On peut de même effectuer la décomposition du signal a_j en signal a_{j+1} et d_j , ainsi en répétant cette opération on crée un signal à basse résolution a_j et une suite de signaux de détails $d_1..d_j$.

On peut faire une décomposition récursive analogue en utilisant l'algorithme à trous³⁸ et engendrer un signal basse résolution A_j et une suite de signaux de détails $D_1..D_j$. Les deux décompositions sont liées par la relation (équation 35) :

$$(35) \quad a_j[n] = A_j[2^j n] \text{ et } d_j[n] = D_j[2^j n]$$

Le signal reconstitué a_2 s'obtient en filtrant les signaux dilatés par insertion de zéros, par un filtre passe-bas dual h_2 et un filtre passe-haut dual g_2 . En notant $s(x)$ le signal obtenu à partir de x en insérant un zéro tous les deux échantillons, cela s'écrit (équation 36) :

$$(36) \quad a_2[n] = s(a_1) * h_2[n] + z(d_1) * g_2[n]$$

Un banc de filtres à reconstruction parfaite décompose un signal par filtrages et sous-échantillonnages. Il le reconstruit par insertions de zéros, filtrages et sommation. On dit qu'on a un banc de filtres à reconstruction parfaite quand $a_2 = a_0$. Lorsqu'en plus $h = h_2$ et $g = g_2$, on parle de filtres miroirs conjugués.

Pour la reconstruction du signal (Figure 54) cela se traduit par exemple pour j fixé, nous allons voir qu'à partir des coefficients $a_{j+1}[n]$ et $d_{j+1}[n]$ on peut retrouver les coefficients $a_j[n]$, dont on en déduit (équation 37) :

$$(37) \quad a_j[n] = a_{j+1} * \tilde{h} + d_{j+1} * \tilde{g}$$

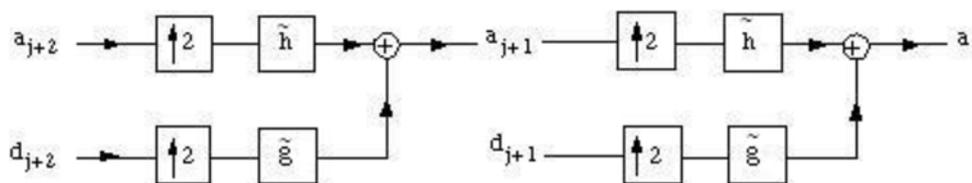


Figure 54 - Schéma de reconstruction du signal.

L'algorithme de Mallat est plus rapide que celui de la transformée de Fourier :

D'où l'algorithme : $A_{j-1}f = \sum_n a_n^j \phi_{j,n} + \sum_n d_n^j \psi_{j,n}$; avec $a_n^j = \langle f, \phi_{j,n} \rangle$ et $d_n^j = \langle f, \psi_{j,n} \rangle$.

En pratique on se limite à la transformée en ondelettes dyadiques pour profiter de la rapidité de l'algorithme à trous qui s'implémente avec des bancs de filtres.

10.4. Principes de seuillage des coefficients d'ondelettes

En général, il est possible de réaliser une décomposition en ondelettes d'un signal puis de reconstruire celui-ci à partir de ces coefficients d'ondelettes. Cette technique n'a pas

³⁸ L'algorithme à trous permet de calculer la transformée dyadique rapide. Ici on espace le filtre pour prendre en compte le changement d'échelle et on effectue la convolution sans sous échantillonnage.

d'intérêt si on ne modifie pas les coefficients, car on retrouverait à la reconstruction le même signal du départ. Si par contre, on effectue un seuillage sur ces coefficients, cela revient à éliminer les détails les plus fins du signal, c'est-à-dire on ne garde que les coefficients les plus grands (C_a) et on met à zéro les autres (C_d) puis on reconstruit le signal. Le bruit correspond en général à des détails plus faibles, il est éliminé par ce seuillage des coefficients d'ondelettes, le signal est lissé ou débruité. Par définition, pour réaliser un débruitage d'un signal par ondelettes, trois étapes sont à appliquer :

- 1- Choisir l'ondelette adéquate pour exécuter le niveau de décomposition. Il est à noter que ce choix dépend surtout de l'application.
- 2- Appliquer ensuite à chaque niveau (N) le seuillage des coefficients.
- 3- Reconstruire le signal grâce à l'approximation originale du niveau N , cela avec les coefficients de détails des niveaux 1 à N .

Les signaux provenant de capteurs sont dans la plupart du temps des signaux très souvent perturbés par différents bruits (par exemple la diaphonie, le secteur 50Hz, bruits de mesure, etc.).

D'un point de vue mathématique on peut écrire un signal bruité par exemple, un bruit de type gaussien, d'après l'équation suivante : $s_t = e_t + \sigma \eta_t$ avec e_t signal d'entrée et s_t signal de sortie, η_t représente le bruit et $\sigma \eta_t$ ou $\sigma=1$ pour les modèles les plus simples et e_t est le bruit blanc.

On va rechercher un opérateur de débruitage d qui permettra d'estimer le signal dans le bruit η_t . Ainsi dans une base orthogonale d'ondelettes $B = \{g_m\}$ l'expression (équation 38) :

$$(38) \quad dX = \sum_{m=0}^{N-1} th_m (X_b[m]) * g_m \text{ ou } th_m \text{ est appelée seuillage (thresholding).}$$

De nombreuses méthodes permettent de déterminer la valeur du seuil. Ces différentes méthodes forment deux catégories distinctes : le seuillage global et le seuillage dépendant de l'échelle. Dans le premier cas, une unique valeur de $th > 0$ est appliquée à l'ensemble des coefficients d'ondelettes, alors que dans le second cas une valeur de $th > 0$.

Seuils durs et doux

Il existe différents types de seuillage notamment les seuillages durs et doux. Le seuillage dur met à zéro les coefficients dont les valeurs se trouvent en dessous d'un seuil th . Comme le seuillage dur, le seuillage doux met à zéro les coefficients en dessous du seuil th , mais en plus les valeurs supérieures à th , elles sont atténuées par la valeur de th afin d'éliminer le bruit dans les coefficients de grande amplitude.

$$\text{Seuillage dur : } x_t = \begin{cases} x & \text{si } |x| \geq th \\ 0 & \text{si } |x| < th \end{cases} \quad \text{Seuillage doux } x_t = \begin{cases} x+th & \text{si } x \leq -th \\ 0 & \text{si } |x| \leq th \\ x-th & \text{si } x \geq th \end{cases}$$

Donoho et Johnstone [86, 122] ont développé une technique de réduction du bruit par contraction des coefficients d'ondelettes. On fait l'hypothèse que le bruit est un bruit blanc gaussien de variance σ^2 . Ils ont montré que le risque (équation 39) induit par le seuillage (dur ou doux) sur les coefficients pouvait être encadré par des valeurs proches de la borne inférieure obtenue avec l'estimateur d'oracle c'est à dire un estimateur construit connaissant le signal recherché.

$$(39) \quad r_p(f) = \sum_{m=0}^{N-1} \min(|f_b[m]|^2, \sigma^2)$$

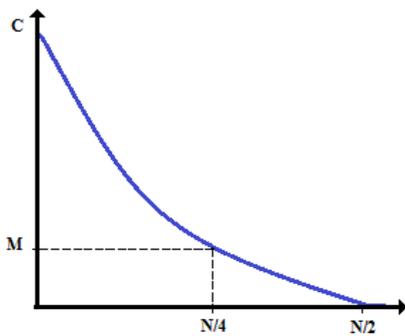
L'estimateur par seuillage de Donoho-Johnstone donne lieu à un algorithme de filtrage en trois étapes :

1. La décomposition des observations dans une base d'ondelettes.
2. Le th seuillage de tous les coefficients.
3. L'application de l'inverse de la transformée par ondelettes sur les coefficients seuillés.

Le risque obtenu avec un estimateur d'oracle et $r_{i(f)}$ étant le risque obtenu par un seuillage de th . La valeur globale du seuil : $th = \sigma \sqrt{2 \log_e N}$. Le risque $r_{i(f)}$ d'un seuillage dur et doux vérifie pour tout $N \geq 4$: $r_i(f) \leq (2 \log_e N + 1) [\sigma^2 + r_p(f)]$

avec :

- σ est l'écart type, σ^2 variance du bruit.
- N est la taille du signal,
- $2 \log N$ est le facteur optimal parmi les estimateurs dans la base d'ondelettes.



Un signal régulier par morceau génère de grands coefficients (C) pour $N/2$. Si N est la taille du signal (x) observé, il possède $N/2$ coefficients. Un estimateur robuste est obtenu à partir de la valeur médiane (M,) des valeurs absolues de ces coefficients (Figure 55).

Figure 55 - Estimateur de la variance du bruit (à $N/4$).

Si M est la valeur médiane de $|< f, \psi_{t,m} |_{0 \leq m \leq N/2}$ alors on peut montrer que $E\{M\} = 0.6745 \times \sigma$, et en déduit : $\sigma = \frac{M}{0.6745}$.

Seuil Universel

C'est une alternative à l'utilisation minimax, le seuil universel est de la forme (équation 40) :

$$(40) \quad th^u = \hat{\sigma}_\varepsilon \sqrt{2 \log N^2}, \quad \text{avec } N^2 \text{ est la taille du signal en nombre d'échantillons.}$$

Ce type de seuillage donne de bons résultats, et possède des propriétés intéressantes dans la régularité de l'estimateur. Il a pour effet de lisser le signal de sortie lors de sa reconstruction.

Seuil SURE

Le seuil est choisi de façon adaptative, le principe du seuillage SURE³⁹ est de choisir le seuil th en minimisant le risque. $r_{th} = \sum_{m=0}^{N-1} E \left\{ \left(\hat{\theta}_m(m) - \theta_m \right)^2 \right\}$

³⁹ Stein's Unbiased Risk Estimator

Donoho & Johnstone ont proposé l'estimateur SureShrink où un seuil est défini pour les coefficients d'ondelettes de chaque échelle de décomposition. L'idée est basée sur la minimisation de l'estimation sans biais du risque de SteinSURE [123]. Le seuil SureShrink est défini par l'équation 41 :

$$(41) \quad th_j^S = \arg_{0 \leq th \leq th^U} \min SURE \left(th; \frac{d_{mn}^{oj}}{\hat{\sigma}_\varepsilon} \right), \text{ où } th^U \text{ est le seuil universel donné par}$$

l'équation.

Seuil par Bloc

Introduit en 1985 par Efroimovitch puis repris en 1994 par Kerkyacharian, Picard et Tribouley [124], dans les cadres respectifs des séries orthogonales et de l'estimation d'une densité par ondelettes, s'applique assez naturellement au domaine des ondelettes. Le seuillage par bloc est de conservé ou de mettre à zéro un block entier de coefficients si l'énergie totale du bloc est supérieure à un seuil th . Les blocs sont construits échelle par échelle par contre on ne seuille pas les coefficients d'échelle. Ce type de seuillage n'est ni un seuillage dur ni un seuillage doux.

La fonction du seuillage par bloc (équation 42) :

$$(42) \quad s_{block}(x) = x \times \max\left(1 - \frac{th^2}{e^2}, 0\right)$$

Si $|e| < th \rightarrow s_{block}(x) = 0$ et si $e > th$ l'amplitude du signal (x) tend à diminuer. Quand on seuille un bloc, on calcule e^2 et on modifie les coefficients en utilisant l'équation.

- e^2 : énergie moyenne des coefficients du bloc.

- th : seuil ($th = val * \sigma$), val est un estimateur de la valeur (exemple de la valeur de seuil ≤ 4).

Seuil Minimax

Donoho et Johnstone [125] ont proposé un seuillage minimax qui applique un seuil optimal au sens minimax. Le seuil minimax dépend de la taille de l'échantillon et il est choisi de manière à minimiser le risque maximum. Ce seuil minimax est défini $th^m = \hat{\sigma}_\varepsilon th *_{N}$

Seuil Adaptatif

Cela consiste à estimer sur des fenêtres glissantes disjointes de $N_{(fenêtre)}$ échantillons la déviation standard du bruit $\hat{\sigma}$. A chaque fenêtre d'observation, on conserve la valeur absolue du signal $s(t)$ supérieur à un seuil $th = \kappa \cdot \hat{\sigma}$. Une autre variante permet de faire un seuillage directement sur les coefficients des ondelettes et non sur le signal brut. Dans une base adaptative, il faut que le seuil th soit plus grand que la valeur du seuil $\sigma \sqrt{2 \log_e N}$, lorsque la base est déjà choisie.

Seuillage invariant par translation

Le seuillage des coefficients d'ondelettes bruitées crée des oscillations près des discontinuités. Le seuillage invariant par translation s'obtient directement en seuillant les coefficients d'ondelettes dyadiques $(X[n], \phi_j[n-p])$ et en calculant le signal reconstruit avec la transformée inverse.

En résumé, on peut constater que de nombreuses méthodes existent pour obtenir un débruitage optimum d'un signal. Les résultats dépendent de la base d'ondelettes lors de la décomposition et de la reconstruction du signal, des méthodes et du type de seuillage utilisé

(Dur, Doux, SURE, Minimax, Segmentation, itératif, etc.), du choix du seuil employé. Chaque méthode a son efficacité en fonction du contexte (signal, image) d'analyse au débruitage, dans notre cas du débruitage du signal Edi, nous recherchons à minimiser le plus possible le bruit constitué d'un autre signal (ECG) et des autres bruits. La technique utilisée est de tirer un meilleur profit de chacun des principes de seuillage et du choix de l'algorithme de la meilleure base pour reconstruire le signal que l'on désire sans qu'il soit altéré. De plus, un des critères important dans le débruitage de notre signal est le temps de calcul CPU issu des processeurs utilisés pour ce débruitage par ondelettes. C'est pourquoi nous avons cherché à tester une nouvelle génération d'ondelettes nommée Lifting ou Lifting Scheme.

10.5. Lifting ondelettes

Le schéma de lifting est une technique à la fois pour la conception et l'exécution des ondelettes et transformées en ondelettes discrètes [126]. Cette transformation est appelée version lifting, c'est un processus permettant entre autre d'optimiser le nombre d'opérations à exécuter et l'occupation mémoire (le coût en calcul est la moitié du coût en calcul de la FFT). Cette nouvelle génération d'ondelettes a été introduite par Sweldens [89], elle est basée sur l'amélioration des propriétés des ondelettes classiques remplacées par des étages de prédiction et de mise à jour (Figure 56-a). Par exemple, dans le cas d'une décomposition d'un signal $1D^{40}$, le signal d'entrée est séparé en deux coefficients (pairs et impairs) en appliquant un sous échantillonnage, puis en alternant les étapes de prédiction et de mise à jour appliquées au signal, son principe peut être comparé à la technique de la *fermeture éclair*. Les avantages du schéma de lifting donne une transformation d'entier en entier sans perte d'informations, limitant le nombre d'opérations, et facilement inversible. Par contre la propriété d'invariance⁴¹ n'existe plus par translation, elle est supprimée par le sous échantillonnage. Le schéma de lifting est associé aux processus de l'échantillonnage et de l'interpolation pour la transformation de signaux continus, ainsi les coefficients d'ondelettes et d'échelle sont obtenus par cette même transformation. Pour une ondelette particulière où sont implémentés et par association des filtres h et g ou \bar{h} et \bar{g} (Figure 56-a). Cette ondelette est caractérisée par des moments nuls jouant un rôle dans le processus de décroissance des coefficients d'ondelettes à travers les résolutions pour le filtre primaire et \bar{n} de moments nuls pour le filtre dual. Le schéma d'implantation par lifting permet d'obtenir facilement des ondelettes de moments n et \bar{n} plus élevé. On a donc élevé ou *lifté* l'ordre de cette ondelette par ce schéma, d'où le nom de lifting (Figure 56-b). Alors que pour un signal d'entrée (x) sa décomposition passe par deux filtres complémentaires : \bar{h} (passe bas) et \bar{g} (passe-haut), le signal en sortie de cette première séparation est sous-échantillonner par $\downarrow 2$. La reconstruction du signal s'effectue par sur-échantillonnage par insertion de zéros ($\uparrow 2$) et passage par les filtres de synthèse h et g puis par addition pour obtenir le signal de sortie. Mais en plus pour la réalisation de l'opération de lifting, elle s'effectue en permutant les phases de filtrage et le sous échantillonnage paire/impair. On obtient alors respectivement des coefficients d'ondelettes (γ) et des coefficients d'échelle (λ), puis on applique à la suite, les opérations de prédiction (Predict) et de mise à jour (Update), puis on fusionne les coefficients (γ') et (λ'), pour construire le signal (y) en sortie (Figure 56-b).

⁴⁰ Ce dit d'un signal à une dimension (temps, amplitude).

⁴¹ Un processus est dit invariant par translation si une entrée $x_{(n)}$ produit une sortie $y_{(n)}$. Pour la transformée en ondelettes cette propriété diffère à cause de la décimation en sortie de chaque niveau de décomposition perdu par le sous échantillonnage (ex.: $x_{(n+mN)}$ produit en sortie $y_{(n+m)}$ avec N entier).

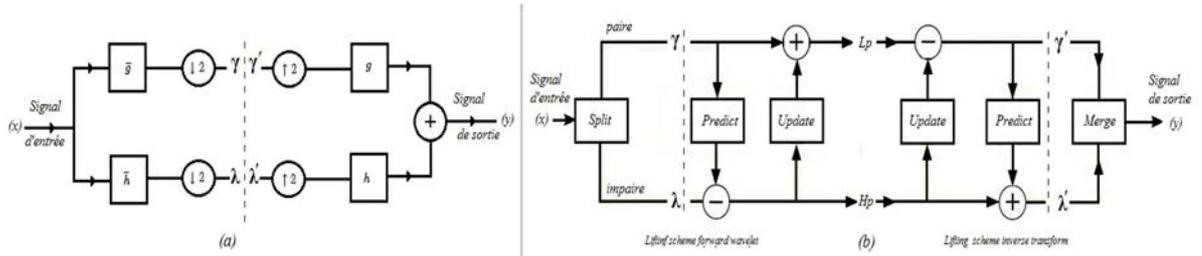


Figure 56 – Banc de filtres (décomposition et reconstruction) d'une transformation en ondelettes classiques (a) et principe du schéma lifting (b) avec reconstruction du signal de sortie.

Pour les bancs de filtres en entrée (équations 43) :

$$(43) \quad \tilde{h}[n] = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \tilde{g}[n] = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} \quad \tilde{h}(z) = \frac{1}{\sqrt{2}} (1 + z^{-1}) \quad \tilde{g}(z) = \frac{1}{\sqrt{2}} (1 - z^{-1})$$

Pour les filtres en sortie (équations 44) :

$$(44) \quad h[n] = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad g[n] = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix} \quad h(z) = \frac{1}{\sqrt{2}} (1 + z^{-1}) \quad g(z) = \frac{1}{\sqrt{2}} (1 - z^{-1})$$

Les filtres doivent en outre satisfaire les formules suivantes :

$$h(z)\bar{h}(z^{-1}) + g(z)\bar{g}(z^{-1}) = 2$$

$$h(z)\bar{h}(-z^{-1}) + g(z)\bar{g}(-z^{-1}) = 0$$

Pour mettre en place cet algorithme, des ondelettes dites paresseuses (*Lazy*) sont utilisées, leur but étant de séparer un vecteur en composantes paires et impaires, et d'employer également une matrice polyphase⁴². Cette matrice polyphase permet de travailler sélectivement sur les composantes paires ou impaires du signal à traiter. L'équation 45 montre la décomposition polyphase des filtres précédents, où x_p sert à désigner les échantillons pairs et x_{im} les échantillons impaires.

$$(45) \quad x(z) = x_p(z^2) + (z^{-1})x_{im}(z^2).$$

La matrice polyphase est factorisée, on introduit alors deux autres opérateurs : une opération de prédiction qui prédit les échantillons de rang pair à partir des échantillons de rang impair, une opération de mise à jour qui permet de conserver sur une partie du signal la valeur moyenne de l'ensemble du signal [89] (Figure 57, et Figure 58). Cette transformation va en outre permettre de réaliser une transformation sur des entiers. Cependant il faudra utiliser une étape supplémentaire utilisant aussi le lifting pour la mise à l'échelle.

⁴² Le terme polyphase vient de la théorie du filtrage numérique où il est utilisé pour décrire le partitionnement d'une séquence d'échantillons en plusieurs sous-séquences qui peuvent être traitées en parallèle, les sous-séquences peuvent-être vues comme des versions d'elles-mêmes décalées en phase, d'où le nom.

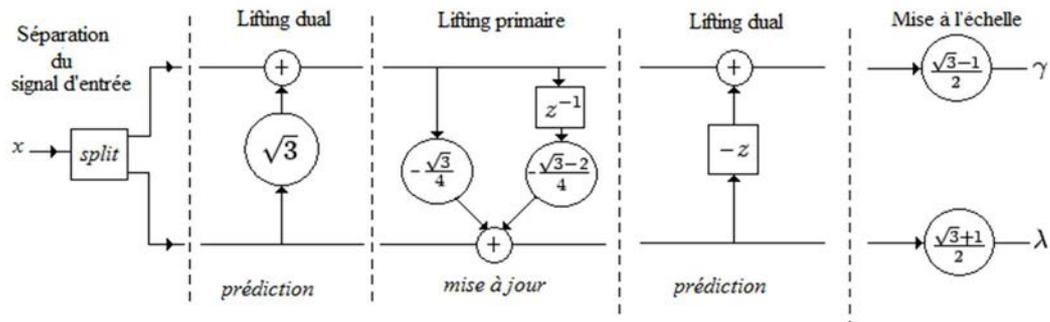


Figure 57 - Principe du lifting ondelettes, le signal d'entrée est scindé en deux (split) en utilisant, les ondelettes paresseuses qui servent à séparer un vecteur en composantes paires et impaires, ainsi une matrice polyphase (masques de filtres) [127], permet de travailler sélectivement sur les composantes paires ou impaires du signal.

On a besoin de construire la matrice polyphase \tilde{P} mais aussi sa matrice duale. On utilise la formule suivante (équation 46) de décomposition polyphase sur les filtres qui ont précédé :

$$(46) \quad P(z) = \begin{pmatrix} h_e(z) & g_e(z) \\ h_0(z) & g_0(z) \end{pmatrix} \quad \tilde{P}(z) = \begin{pmatrix} \tilde{h}_e(z) & \tilde{g}_e(z) \\ \tilde{h}_0(z) & \tilde{g}_0(z) \end{pmatrix}$$

Passage de paires de filtres d'ondelettes en termes de lifting d'ondelettes équation 47) :

$$(47) \quad \tilde{g}_n(z) = \tilde{g}(z) + \tilde{h}(z)\tilde{t}(z^2), \quad \tilde{g}(z) = \tilde{h}(z)\tilde{t}(z^2) + \tilde{g}_n(z)$$

Par itération on obtient la matrice polyphase suivante (équation 48) :

$$(48) \quad P(z) = \begin{pmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_2 \end{pmatrix} \prod_{i=1}^m \begin{pmatrix} 1 & s_i(z) \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ t_i(z) & 1 \end{pmatrix}$$

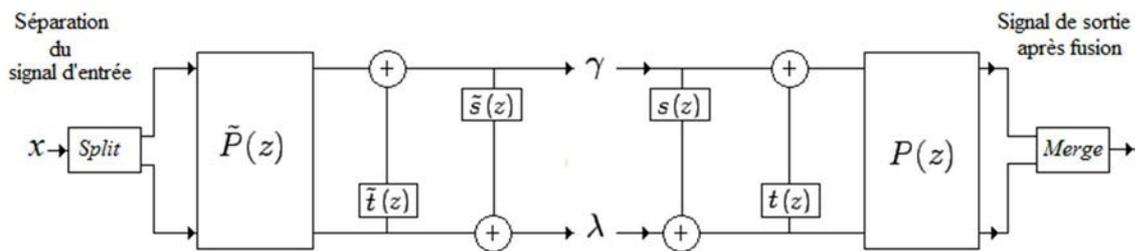


Figure 58 - Principe de l'ondelette lifting : le signal d'entrée est scindé en deux (split), et chaque sous-bande est modifiée par l'autre (principe de la fermeture éclair) puis elles sont fusionnées pour obtenir le signal de sortie (merge).

Bien que le calcul lifting ondelettes soit d'une certaine complexité, toutefois lifting ondelettes est plus rapide d'environ de la moitié par rapport à une FFT d'où son nom

FLWT⁴³. Par contre son l'algorithme est facilement implantable dans des circuits intégrés tel que des composants de type FPGA, dans les processeurs, ou processeurs spécialisés de type : DSP, ARM, microcontrôleurs RISC intégrant de la mémoire (RAM, Flash). D'autre part, lifting ondelettes ne s'approprie que de peu d'espace mémoire. La reconstruction restitue exactement le signal (lié au sur échantillonnage), par contre on perd la propriété d'invariance par translation.

Après la description théorique de ces trois méthodes sur la technique de débruitage du signal de l'électromyogramme diaphragmatique, nous avons pu les tester sur le signal l'Edi.

D'après les résultats obtenus, nous avons identifié la technique la plus efficace d'où notre choix de l'algorithme de l'analyse multirésolution (MuRw) par rapport à l'ondelette lifting (LiFw) et le filtrage morphologique (MoFi). La méthode d'analyse multirésolution apporte la facilité de mise en œuvre de cet algorithme, et de l'utilisation des opérations mathématiques de type flottant, sur la combinaison des méthodes de seuillage et de séparation des sources des signaux utiles et des parasites, ceci en temps réel.

Néanmoins la méthode par ondelettes Lifting est plus "confortable " (travail sur des entiers) à être implantée dans des composants électroniques et pourra faire l'objet d'une autre étude plus approfondie. En revanche, bien que le filtrage morphologique soit également efficace au débruitage du signal Edi, celui-ci demande plus de temps de calcul par rapport aux deux autres méthodes. C'est après validation de la première technique de débruitage par ondelettes MuRw que nous avons appréhendé et appliqué cette méthode aux deux protocoles de recherche clinique.

11. Protocoles de recherche clinique

Les matériels ainsi que les programmes ont été développés spécifiquement pour effectuer ce travail au laboratoire de physiologie exercice de l'université Jean Monnet et en réanimation polyvalente. Les expérimentations de recherche clinique ont été réalisées dans deux services de réanimation : le premier au CHU de Saint Etienne à l'Hôpital Nord, le deuxième au CHU de Lyon, Hôpital de la Croix Rousse.

11.1. Présentation des protocoles cliniques

Deux protocoles de recherches cliniques ont été réalisés l'un sur des volontaires sains et l'autre sur des patients en réanimation :

- CPP de Saint Etienne 7 sujets sains.
- CPP de Lyon 7 sujets sous assistance respiratoire.

⁴³ Fast Lifting Wavelet Transform

Ces deux protocoles ont été validés par le comité de protection des personnes CPP⁴⁴, anciennement le CCPPRB⁴⁵, de Saint Etienne et de Lyon.

Pour le **premier** protocole sur la pression positive continue (CPAP) qui s'est déroulé en réanimation du CHU de Saint Etienne, le matériel utilisé (interface électronique, de la sonde Edi, des pressions et du sélecteur Edi) est celui développé par l'auteur pour le protocole CPP de Saint Etienne [47] ce qui a permis de valider ce matériel.

Le **deuxième** protocole a été effectué au CHU de Lyon au service de réanimation chirurgicale de l'Hôpital de la Croix Rouse sur la ventilation assistée proportionnelle (PAV).

Ce dernier protocole met en œuvre un ventilateur de type EVITA4 et sa tubulure (inspiratoire expiratoire) reliant une pièce en Y munie de valves. La sortie de celle-ci est connectée sur un masque facial recouvrant les voies respiratoires du patient (nez, bouche). Le capteur Edi et les capteurs de pression sont « descendus » à travers un introducteur nasal et à l'interface électronique comportant le module d'amplification. La Paw est prélevée sur le masque, et elle est mesurée par le respirateur, les pressions Pes et Pga sont des sondes de type micro capteurs piézoélectriques (Dräger Medical Electronics). L'Edi est mesuré par la sonde de type MTC⁴⁶ Catheter, medium F8 HD58, multi électrodes (12 électrodes annulaires) permettant à l'aide du sélecteur de paires d'électrodes d'obtenir le signal Edi optimal sans déplacement de la sonde. Le débit respiratoire est mesuré par un pneumotachographe de Fleisch de type LCVR, Celesco, Chatsworth, CA-USA (premier protocole) et d'un pneumotachographe type TSD137 series (tête n°2, pour le deuxième protocole) connectés sur le masque facial du patient. L'ensemble des signaux après amplification est digitalisé à l'aide du système MP100, sont recueillis sur micro-ordinateur portable à l'aide du logiciel AcqKnowledge⁴⁷ de chez Biopac Systems Inc©. Dans ce protocole, les données ont été stockées et recueillies pour une analyse en temps différés et traitées (débruitage, analyse) sous Matlab® pour être exploitable par ce même logiciel. La conception technique du matériel et des programmes informatiques ont fait l'objet de réglage et de mise au point des expérimentations sur des sujets en réanimation. Les deux protocoles CCP ont permis la validation de l'ensemble du matériel sonde Edi et capteurs ainsi que sur le débruitage par ondelettes du signal Edi.

11.2. Sondes et capteurs

Ce chapitre présente successivement les matériels développés et réalisés pour mener l'étude du débruitage de l'électromyogramme, et sur la fatigue respiratoire. Pour effectuer l'exploration de l'activité électrique de l'électromyogramme diaphragmatique crural (Edi) et de sa mécanique ventilatoire, nous avons développé la sonde Edi, l'électronique de conditionnement des capteurs internes de l'Edi, des pressions : œsophagienne (Pes), gastrique (Pga) et des capteurs externes : débit, pression aérienne (Paw).

⁴⁴ Comités de Protection des Personnes

⁴⁵ Comté Consultatif de la Protection des Personnes de la Recherche Biomédicale

⁴⁶ MTC: Micro Transducer Catheter, Dragër médical

⁴⁷ Biopac® Systems 42 Aero Camino, Goleta, CA 93117, USA

Les différents capteurs internes et externes

L'exploration de la fatigue respiratoire (Figure 59) utilise des sondes internes surmontées de capteurs (électrodes annulaires, pressions type MTC) et des capteurs externes (pneumotachographe, pression piézoélectrique).

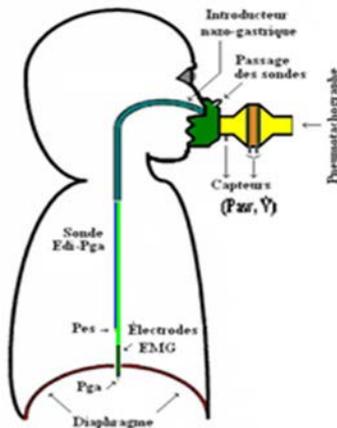


Figure 59 – Position des capteurs sur le patient.

Les **sondes internes** (Edi, Pga, Pes) passent au travers d'un masque facial du patient et à l'intérieur d'un introducteur nasogastrique de 6.667 mm de diamètre (20F), ceci afin de faciliter leurs passages jusqu'au début de l'œsophage. Cet introducteur sert de guide pour mettre en place ces sondes afin d'obtenir un signal optimal de chacun des capteurs internes.

Les **capteurs externes** sont placés à l'entrée du masque du patient, la mesure du débit respiratoire est effectuée par un pneumotachographe de Fleisch. Il est connecté d'un côté à l'entrée du masque et de l'autre (en fonction des protocoles utilisés sujet sains, patients en insuffisance respiratoire), soit à l'air libre soit sur le respirateur.

Les capteurs externes sont de deux types : le débit respiratoire (\dot{V}), et la pression des voies aériennes Paw. Un autre dispositif important dans cette application a été mis au point, c'est le sélecteur automatique du meilleur signal de l'électromyogramme diaphragmatique (Edi). La mesure du débit respiratoire est la différence de pression ($\Delta P = P_1 - P_2$, la relation pression-débit est linéaire) régnant de part et d'autre d'une grille (résistance à l'écoulement) placée à l'intérieur du pneumotachographe. Deux tubulures relient et transmettent les pressions P1 et P2 au module électronique dans lequel se trouve le capteur de pression différentielle de type à réluctance variable magnétique. La prise de pression des voies aériennes (Paw) se situe entre le masque et l'entrée du pneumotachographe. Cette pression est également reliée avec une tubulure à son module électronique où se trouve également son capteur de pression. Le premier dispositif a été de définir un plan : la sonde EMG munie d'électrodes annulaire en matériaux inoxydables et les sondes de pression. Ce schéma du prototype a été imaginé et dessiné par les auteurs. Les capteurs de pression sont de type piézoélectrique employés spécifiquement pour une utilisation médicale. Pour permettre l'acquisition des signaux, le traitement et l'analyse des signaux provenant de ces capteurs, des programmes sont réalisés :

- en langage Matlab⁴⁸ et en utilisant les toolbox (Data Acquisition, Wavelets, DSP, Signal Processing, xPC Target, Matlab Compiler).
Note : xPC Target est utilisé sur une cible de type PC à base de processeur ARM, et le compilateur permet de transformer le code Matlab en code exécutable.
- en langage C (GCC C, C++), Code Vision AVR.

⁴⁸ MathWorks® 3 Apple Hill Drive Natick, MA 01760-2098, USA

- en assembleur Atmel ⁴⁹, Atmel Studio AVR et ARM Cortex-M, pour la gestion du processeur qui gère le système de recherche automatique du meilleur signal.

On distingue trois parties principales :

Sondes internes (introducteur, sonde Edi, capteurs de pression Pga, Pes)

L'introducteur est mis en place par voie nasale (voies aériennes supérieures, dans la plupart des cas), pour guider et permettre le passage des sondes après une anesthésie locale de la muqueuse nasale et du pharynx (spray de Xylocaïne).

Les sondes et capteurs sont ensuite positionnés, au niveau des piliers diaphragmatiques pour la sonde Edi, dans l'œsophage pour la mesure de la pression Pes, et dans l'estomac pour la pression Pga. Ceux-ci sont maintenus après obtention de tous les signaux des capteurs visionnés par un programme spécifique (scope). Les capteurs de débit et de pression nécessitent au préalable un étalonnage du zéro et du gain, dont les résultats sont inclus dans un fichier d'étalonnage attribué à chaque expérimentation.

Interface électronique

Cette interface regroupe tous les signaux, elle met en forme chaque signal provenant des capteurs : amplificateurs, gain de conversion, filtres analogiques, isolation galvanique entrée/sortie, adaptateur de niveau. Elle intègre également le sélecteur automatique de recherche du signal Edi optimum. Cette interface respecte les normes et les caractéristiques électriques d'isolation des protections des personnes en vigueur.

Ordinateur

Il comporte la carte d'acquisition dans laquelle tous les signaux des capteurs sont transformés d'un signal analogique en signal numérique. Des programmes d'interface GUI⁵⁰ permettent de visualiser les tracés, de déclencher des actions de recherche et du débruitage du signal Edi, de l'étalonnage et de l'enregistrement dans des fichiers de mesures. L'ordinateur est doté de carte processeur d'une puissance de calcul très performante. Les fichiers débruités et les fichiers traités sont enregistrés sur disque dur pour être relus en temps différé. Cet ordinateur, doté de performances techniques élevées, est spécifiquement dédié à cette application.

Sonde Edi

L'électromyogramme du diaphragme crural (Edi) est recueilli à l'aide d'une sonde transoesophagienne Edi. Cette sonde a fait l'objet d'un plan conçu par les auteurs du projet illustré en Figure 60, et a été soumis à la Dräger⁵¹ Medical Electronics division des capteurs biomédicaux, située à Best en Hollande. Cette sonde est composée d'un canal interne permettant le passage du capteur de pression, et sur sa périphérie 12 électrodes annulaires sont disposées à égale distance, espacées de 1 cm, chacune reliée par des fils à un connecteur externe regroupant toutes les liaisons électriques de ces électrodes. Des repères (anneaux blancs) sont gradués (en pouce) le long de la sonde pour connaître la distance d'insertion de la

⁴⁹ ATMEL®, 2325 Orchard Parkway, San Jose, CA 9513, USA

⁵⁰ Graphical User Interface (interface graphique utilisateur)

⁵¹ Dräger® Medical Electronics, P.O. Box 10100, 5680 GA Best, Netherlands.

sonde. La structure de cette sonde est entièrement stérilisable par les procédés de nettoyage et de désinfection à froid (par exemple Anios) ou à l'oxyde d'éthylène.

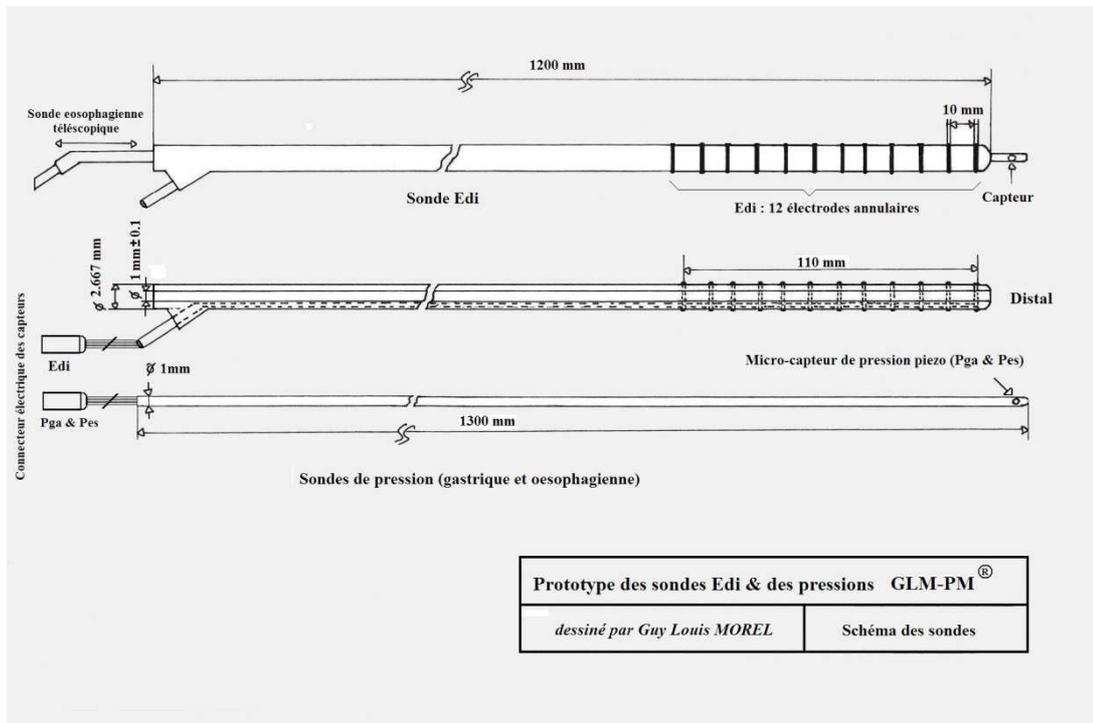


Figure 60 - Plan du prototype des sondes (Edie et des pressions œsophagienne et gastrique)

Ci-dessous, la Figure 61 représente la réalisation finale par la Sté Dräger Médical Electronics de la sonde utilisée dans notre application.



Figure 61 - Sonde Edie avec le capteur de pression MTC qui est introduit par le canal central.

La sonde Edie se compose d'un tube silicone de longueur de 1200 mm et de diamètre externe 2,667 mm (8F⁵²), munie de 12 électrodes annulaires réparties à partir de son extrémité distale. Chaque électrode annulaire de 1 mm de largeur et de 1 mm de diamètre, est constituée

⁵² French, 1F= 0.333 mm

d'un matériau conducteur inoxydable, les électrodes sont espacées entre elles de 10 mm sur une longueur de 11 mm, d'axe à axe, le long de la sonde. Un canal central à la sonde Edi, de 1mm de diamètre (± 0.1 mm), permet l'introduction et le déplacement de la sonde gastrique (Pga) pour assurer l'introduction et son positionnement optimum. A l'extrémité de la sonde Edi, le capteur de pression dépasse d'environ 20 à 30 mm afin d'émerger dans l'antrum gastrique pour mesurer la pression (Pga) à ce niveau. Cette sonde Edi a été fabriquée, sous la référence "MTC-Catheter medium F8 HD58" par la société Dräger Medical Electronics GmbH.

Sondes de pression interne Pga et Pes

Les sondes de mesure des pressions gastrique et œsophagienne de type piézo-électrique ont été préférées aux sondes à air de type ballonnet pour leur mise en œuvre (pas de gonflage de ballonnet) et par leur réponse électrique performante. L'inconvénient de ce type de capteur est dû à leur fragilité lors des manipulations à l'introduction de ces sondes à cause de leur faible diamètre. Ces capteurs sont de technologie piézoélectrique composée d'un cristal de quartz. Ils sont constitués de silice (Si O₂) que possèdent certains corps à se polariser électriquement sous l'action d'une contrainte mécanique dans notre cas une pression. Deux sondes sont utilisées pour la mesure de la Pdi, elles sont de type Micro Transducer Catheter (MTC pressure range⁵³, ± 600 mmHg ou ± 400 cmH₂O maximum, Dräger Medical) de 1300 mm de longueur et de diamètre de ~1 mm (3F), dont les caractéristiques électriques se trouvent en annexe (page 119). Le capteur piézoélectrique composé d'une puce d'une surface d'environ de 2.5 mm², est "collée" sur un support cylindrique à l'extrémité de la sonde MTC, à laquelle les conducteurs électriques sont reliés à un connecteur type DIN 5 points femelle, pour traiter le signal de pression.

Pour mesurer la pression transdiaphragmatique (Pdi) deux sondes de pression sont nécessaires. La pression transdiaphragmatique (Pdi) est la différence de pression entre la pression gastrique (Pga) et la pression œsophagienne (Pes). La mesure de la pression gastrique (Pga) et de la pression œsophagienne (Pes) utilise deux sondes de même type MTC aux caractéristiques techniques identiques. Chaque capteur de pression subit un prétraitement analogique à travers son module d'amplification, de linéarisation et de filtrage du signal. La Figure 62 représente l'ensemble des sondes internes utilisées pour recueillir les signaux de mesure des paramètres respiratoires. Un introducteur naso-gastrique assure le passage de ces deux sondes de pression, ainsi que celle de l'EMG diaphragmatique. Cet introducteur est descendu à partir d'une des deux narines passe sous le cornet nasal, le naopharynx pour redescendre vers le carrefour oropharyngé et par l'épiglotte pour être glissé à mi-hauteur le long de l'œsophage.

Remarque :

Il faut noter que ce sont des gestes spécialisés et réalisés par des professionnels de santé (médecin anesthésiste et réanimateur dans notre cas). Après chaque utilisation sur un sujet ou patient, les sondes et les capteurs sont décontaminés, aseptisés, puis stérilisés d'après un protocole d'hygiène préalablement établi dans chaque service de réanimation pour ce type de matériel, et en respectant les recommandations du constructeur.

⁵³ 1 mmHg = 1.36 cmH₂O = 0.133 kPa = 0.0193 PSI

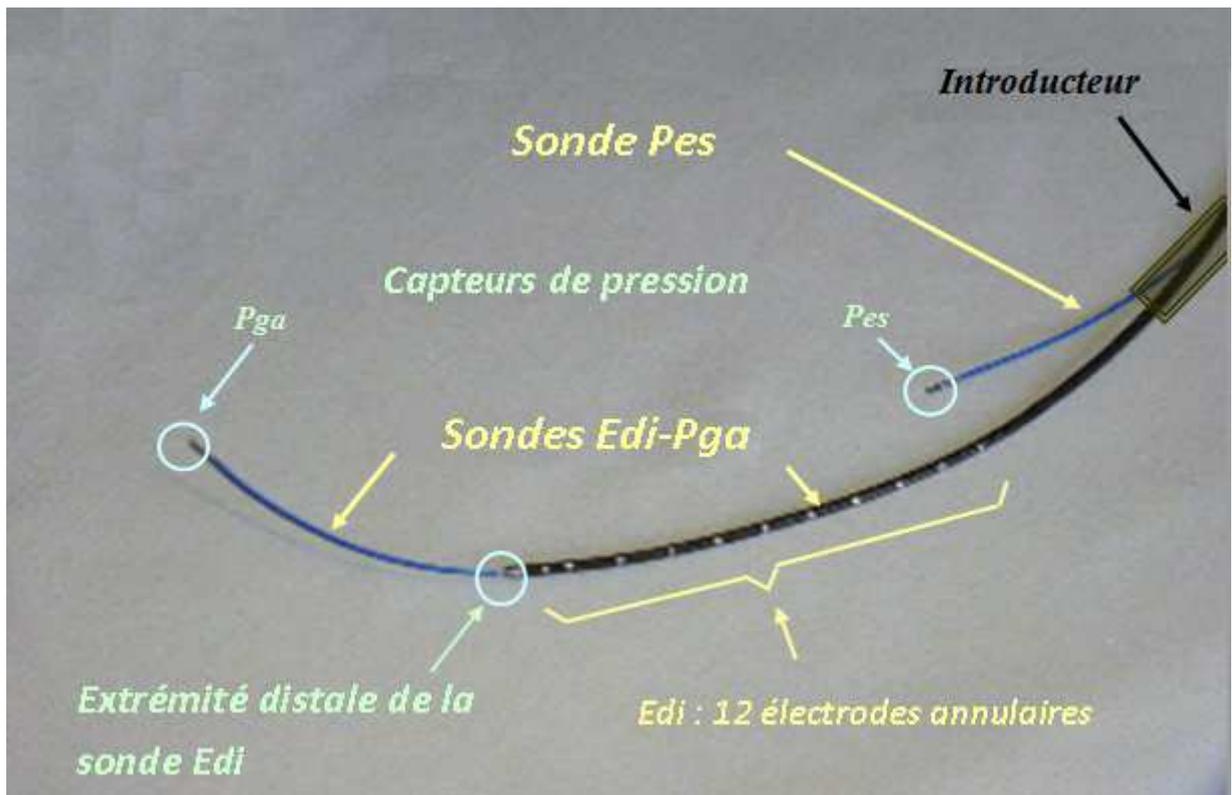


Figure 62 - Ensemble des sondes Edi-Pga comprenant la sonde Edi constituée de 12 électrodes et de la sonde de pression Pga, et de la sonde de pression Pes. Cet ensemble sondes-capteurs passe à l'intérieur d'un introducteur nasogastrique.

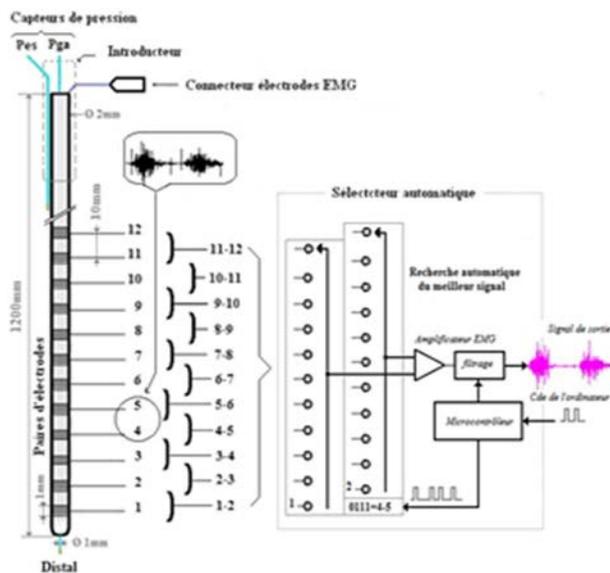
Sélecteur de l'électromyogramme Edi

Pour obtenir le signal électromyogramme diaphragmatique (Edi), il faut trouver une paire d'électrodes le long de la sonde Edi où se trouve le meilleur signal. Dans un premier temps nous avons réalisé un sélecteur mécanique, lorsque cette sonde a été mise en place, l'opérateur va rechercher manuellement la bonne paire d'électrodes jusqu'à ce qu'il trouve le signal optimal affiché sur un oscilloscope de laboratoire. Cette phase préparatoire de mise en place de la sonde Edi pour trouver un signal correct est fastidieuse. L'opérateur doit positionner la sonde, puis de commuter manuellement sur la voie suivante pour visualiser le signal ainsi de suite pendant l'opération. Pour pallier à cet inconvénient, un sélecteur électronique piloté par microcontrôleur a été développé pour choisir de façon automatique ou à la demande de l'utilisateur de trouver le meilleur signal Edi sur l'une des paires d'électrodes. Cela nous a conduits à réaliser un sélecteur automatique de recherche du signal Edi. La mise au point de l'électronique et des programmes du sélecteur ont été éprouvés sur des fichiers EMG de la base de donnée du MIT physionet⁵⁴, puis sur des signaux d'acquisition de l'Edi en temps réel sur des personnes employées comme expérimentateur pour les tests.

L'opérateur a également à sa disposition deux programmes qui ont été développés pour permettre de visualiser en mode oscilloscope le signal Edi. L'un, affiche toutes les voies des signaux issus de l'ensemble des électrodes, l'autre visualise uniquement le signal EMG de

⁵⁴ <http://www.physionet.org/physiobank/>

la meilleure paire d'électrodes, ce programme étant le mode automatique. Dès que le signal Edi a été dans un cas, choisi par l'opérateur ou dans l'autre cas, sélectionné automatiquement, il y a verrouillage sur la position de la paire d'électrodes.



Le sélecteur automatique est équipé d'un microcontrôleur RISC Atmel (AVR@ ATmega 2560 16 MHz) et d'un double multiplexeur électronique Analog-Devices³¹ (ADG 1606).

Le logiciel (dit esclave) est embarqué en mémoire flash de ce microcontrôleur.

L'algorithme permet de faire une détection des signaux (EMG, ECG, bruits) recueillis d'une paire d'électrodes sélectionnée, puis du débruitage. Le microcontrôleur reçoit les instructions depuis l'ordinateur principal, quel que soit le mode choisi par l'opérateur (mode manuel ou mode automatique) pour effectuer cette recherche de l'algorithme de débruitage du signal Edi.

Figure 63 - Automatisation de sélection des paires d'électrodes pour obtenir le signal Edi.

Sur la Figure 63 est représentée le synoptique du sélecteur d'entrée, composé des deux multiplexeurs Mux1, Mux2, ADG 1606 (Analog Devices⁵⁵) assurant la sélection des paires d'électrodes, ainsi que l'électronique associée pour le prétraitement du signal. Ce dispositif est piloté par le microcontrôleur et par le PC. En sortie et après isolation, et la numérisation des signaux se trouve la partie traitement du signal (algorithme implanté en mémoire flash du microcontrôleur).

La Figure 64 de gauche représente le synoptique d'entrée de la sonde, dans celle de droite est illustrée la combinaison numérique des deux multiplexeurs correspondant à la sélection des électrodes de la sonde Edi. Le sélecteur⁵⁶ de l'Edi est positionné par défaut sur la paire d'électrodes 4-5. Cette position a été définie comme référence de départ d'après de nombreuses expériences à partir d'un commutateur manuel pour obtenir le signal Edi d'amplitude maximale. Cela nous a conduits au développement d'un système et d'un programme de recherche automatique à partir et autour de ce couple d'électrodes quasi centrale de la sonde. A partir du programme de mise en place des capteurs (fonction de visualisation sur PC), l'opérateur vient déclencher le processus d'asservissement soit des paires d'électrodes au-dessus de la position 4-5 (référence par défaut) en incrémentant de 5-6 jusqu'à 11-12 ou en décrémentant en dessous de cette position de 4-3 à 1-2.

⁵⁵ Analog Devices©, One Technology Way, Norwood, MA 02062-9106, USA

⁵⁶ Dispositif électronique à double multiplexeur (switch à 16 entrées 1 sortie), piloté par microcontrôleur.

La Figure 65 représente l'ensemble détaillé du système utilisé pour étudier la fatigue respiratoire.

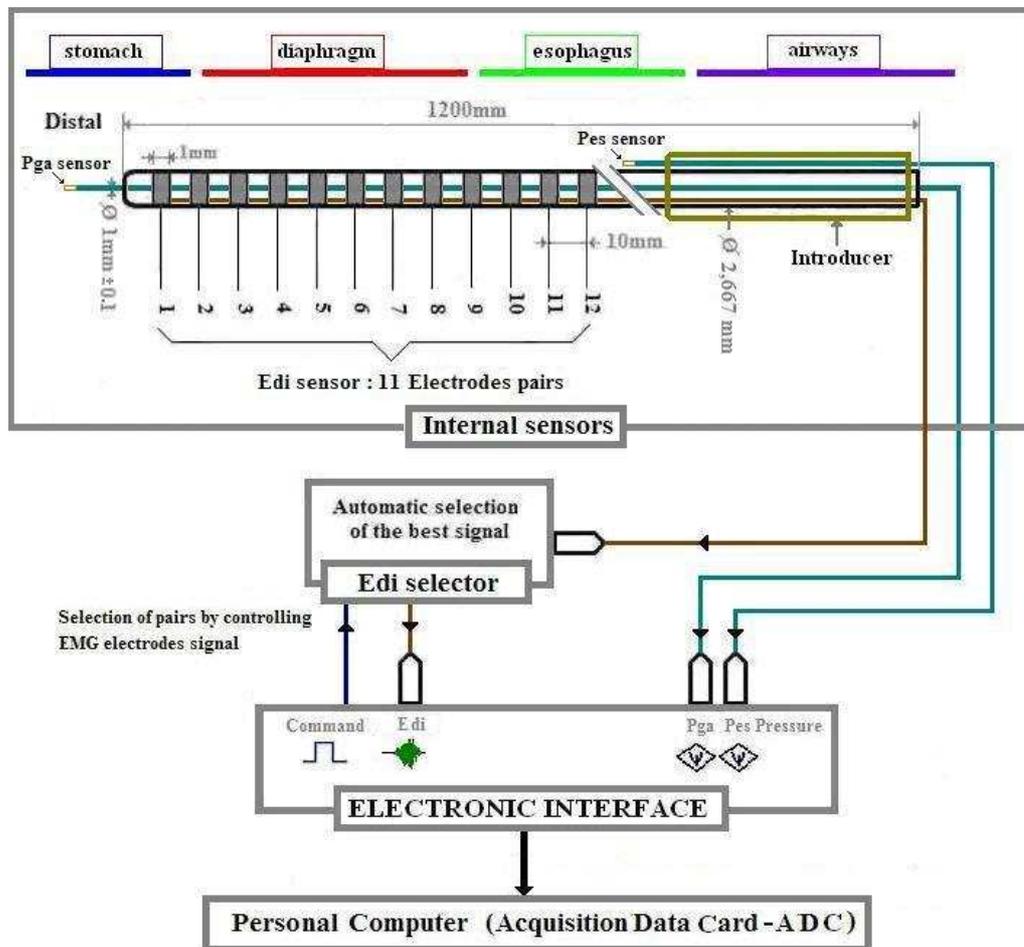
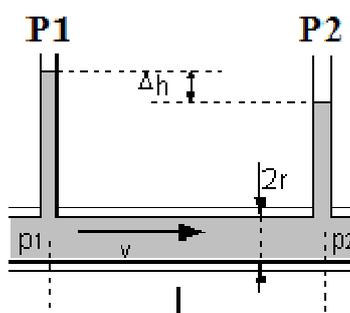


Figure 65 - Représentation des capteurs internes : de la sonde Edi passée dans l'introducteur avec les capteurs de pression Pes et Pga. Les 12 électrodes sont reliées au sélecteur Edi et à leurs modules électroniques logés dans l'interface électronique. Les signaux ainsi prétraités sont transmis par un câble à l'ordinateur (PC) ou ils sont connectés à la carte d'acquisition insérée dans celui-ci.

Les capteurs externes (débit respiratoire et pression des voies aériennes)

Deux autres paramètres indispensables viennent compléter les mesures de cette exploration, le premier étant la mesure du débit respiratoire et le deuxième à la mesure de la pression des voies aériennes (Paw). La mesure du débit respiratoire s'effectue avec un pneumotachographe de Fleisch placé sur le masque du sujet ou du patient. Le pneumotachographe de Fleisch [128] est un dispositif mécanique constitué d'un tube dans lequel est placée une grille ayant une résistance mécanique calibrée. Cette résistance est une série de capillaires parallèles pour avoir un flux laminaire. Son principe repose sur la mécanique des fluides (loi de Poiseuille) selon laquelle, en régime laminaire, à travers une grille, le débit est proportionnel à la perte de charge par unité de longueur. L'enregistrement continu de cette perte de charge, c'est-à-dire la différence de pression entre deux points du tube, donne une courbe différentielle dont les ordonnées représentent la vitesse du courant aérien, donc le volume par unité de temps. Dans un courant aérien, la mesure de la chute de

pression reste délicate à cause de la naissance d'un régime turbulent. Or la proportionnalité directe entre vitesse et différence de pression n'est assurée qu'en l'absence de tourbillon. La prise de pression est donc répartie sur toute la circonférence de celle-ci afin de minimiser les effets turbulents. De plus, le capteur choisi est utilisé dans sa plage linéaire. Pour un écoulement laminaire, dans une conduite cylindrique horizontale, le débit-volume q_v d'un fluide est donné par l'équation 42.



(42)

$$q_v = \frac{\pi r^4}{8nl} (p_1 - p_2)$$

avec :

- q_v : débit-volume ($m^3 \cdot s^{-1}$)
- r : rayon intérieur (m)
- h : viscosité dynamique du fluide (Pa·s)
- l : longueur entre les points 1 et 2 (mètre)
- p_1 et p_2 : pression aux points P1 et P2

Figure 66 - Illustration de la loi de Poiseuille sur la mécanique des fluides appliquée au pneumotachographe de Fleisch.

Pour un pneumotachographe de Fleisch [128] (Figure 66), les pressions P1 et P2 sont prises de part et d'autre d'une grille ayant une résistance mécanique calibrée connue. Ces deux pressions sont connectées à une tubulure reliée à un capteur différentiel mesurant le delta de pression d'après l'équation 43 :

(43) $\Delta P = P_2 - P_1$ P_1 : pression avant la grille,
 P_2 : pression de l'autre côté de la grille.

On peut en déduire le volume par le calcul de l'intégrale du débit (équation 44)

(44) $V_t = \int_0^t \dot{V} \times dt$ avec : \dot{V} = débit respiratoire et V_t = volume courant.

Remarque :

Lors de la respiration d'un sujet ou patient, l'air expiré est saturé en vapeur d'eau par rapport à l'air inspiré. Cela est dû à la différence de température entre l'air ambiant d'environ 20° (inspiration) et la température interne ou température centrale moyenne d'environ 37° (expiration).

Cette vapeur d'eau se condense et se dépose sur la grille du pneumotachographe. Ce qui va provoquer une déformation du signal de débit voir obstruer la grille.

Pour éviter la déformation du signal, il suffit de maintenir en température la grille entre 20° et 40°C à l'aide d'une résistance électrique basse tension entourant celle-ci. Cette résistance est intégrée dans la plus part des pneumotachographes de Fleisch pour évacuer la vapeur d'eau qui se dépose lors de l'inspiration sur la grille. Le pneumotachographe est relié à un capteur mesurant le débit obtenu par la différence de pression (Figure 67). Ce capteur est du type à variation d'inductance (LCVR *Variable Reluctance Differential Pressure Transducer*, 1000 cmH₂O, sensibilité 25mv/volt), le signal est conditionné par sa propre carte

électronique spécifique (LCCD *Low Cost Carrier Demodulator*) dotée d'un démodulateur AC/DC de chez la Sté Celesco⁶.

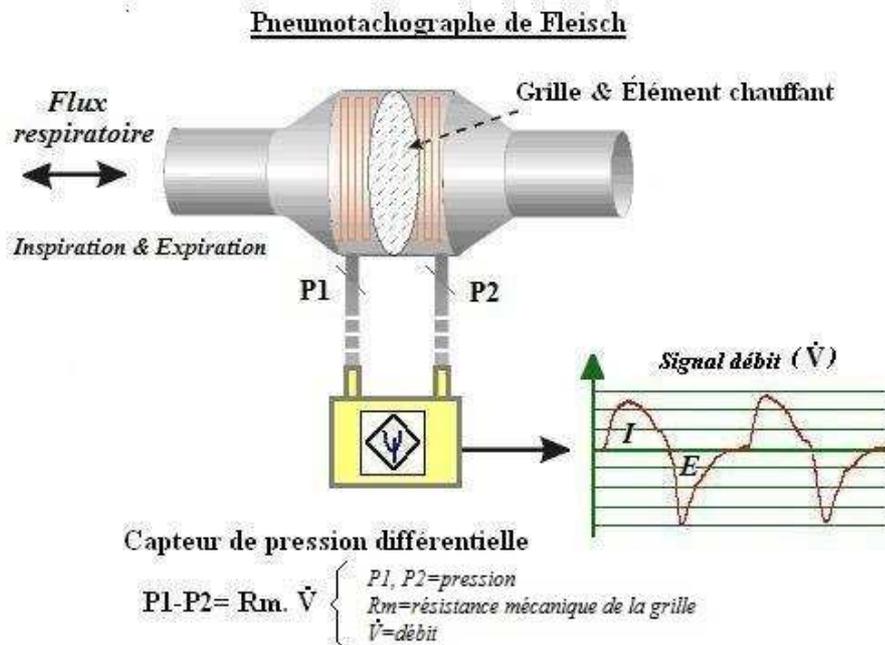


Figure 67 - Principe du pneumotachographe de Fleisch relié par une tubulure double au capteur de pression différentielle.

La mesure de la pression des voies aériennes (Paw) est prise sur la connexion prévue à cet effet, entre le masque du sujet ou patient et le capteur pneumotachographe. La pression (Paw) est transmise par l'intermédiaire d'une tubulure au capteur de pression de type SCX05DN (*Sensortronics*⁵⁷⁷, *Sensym 400 cmH₂O*) qui assure cette mesure. Tous les signaux des capteurs sont traités par l'interface électronique modulaire dans lequel est conditionné chaque signal issu des capteurs de mesure (amplification, filtrage, isolation, adaptateur d'impédance et mise en forme).

11.3. L'interface électronique

Cette dernière centralise tous les signaux venant de toutes les sondes, elle transmet ceux-ci à travers les amplificateurs de conditionnement et à la carte d'acquisition transformant les signaux analogiques en numérique plus facilement exploitables par l'ordinateur. Elle est composée de cinq modules électroniques répartis comme suit :

Module électronique de mesure de l'activité diaphragmatique.

L'amplificateur du signal Edi (Figure 68) est composé en entrée d'un amplificateur d'instrumentation à faible bruit (*AD620, Analog Devices*) [129]. Il est composé d'un filtre passe bande de type Butterworth du 4^e ordre de 5Hz à 1500Hz [130, 131], puis le signal Edi

⁷ © Celesco 20630 Plummer street Chatsworth CA 91311 USA

⁸ © Sensortronics GmbH Boschstr. 10 82178 Puchheim, Germany

traverse sans distorsion un amplificateur d'isolement (*AD210, Analog Devices*) [132] vers un autre étage d'amplification suivi d'un deuxième filtre passe bande de type Butterworth du 4^e ordre de 5Hz à 1500Hz et d'un amplificateur adaptateur d'impédance de sortie.

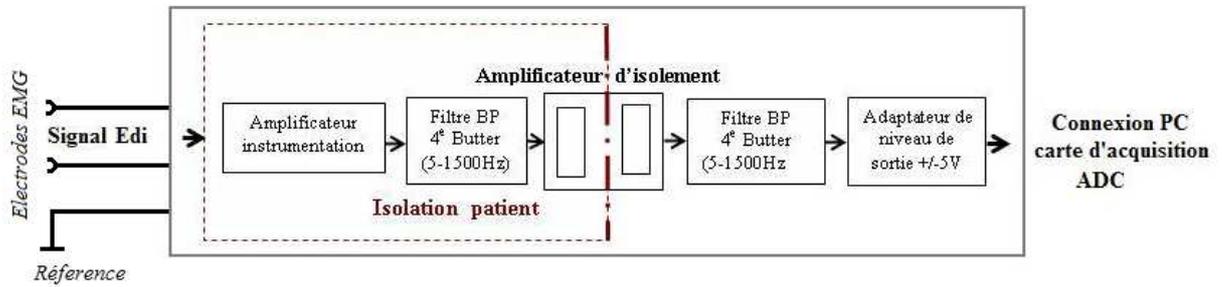


Figure 68 - Schéma de principe de l'amplificateur Edi isolé entre l'entrée et la sortie.

Module électronique de mesure des pressions

Ce module amplifie les capteurs de pression (Figure 69), il utilise également un amplificateur d'instrumentation performant (*AD620, Analog Devices*) pour traiter le signal.

L'électronique des capteurs de pression internes P_{es} , P_{ga} (équation 45-a et 45-b), et externe P_{aw} (équation 46), sont pratiquement identiques par leurs équations et leurs tensions d'excitation du pont :

- Les équations pour les capteurs P_{es} et P_{ga} de type piezo MTC sont :

$$(45-a) \quad V = \left[\frac{R_{i, mtc}}{R_s + R_{0, m} + R_{i, mtc}} \right] \cdot V_m \quad , \quad (45-b) \quad S_m \cdot V_m = \left[\frac{R_p}{R_{o, mtc} + R_p} \right] \cdot S \cdot V$$

$$\text{avec } R_p = \frac{R_{i, m} \cdot R_b}{R_{i, m} + R_b}$$

et :

S_m = sensibilité en ($\mu V/V/mmHg$), ($9.5833 \mu V/V/mmHg$) à $37^\circ C$

V_m = Alimentation du pont de Wheatstone (module pression).

V = alimentation du capteur MTC de $2V \leq V \leq 4V$, avec V = volts.

$R_{i, m}$ = impédance d'entrée en Ω .

R_b = impédance du câble Ω .

R_s = \sum des impédances des câbles.

$R_{i, mtc}$ = impédance interne d'entrée du capteur MTC (948Ω).

$R_{o, mtc}$ = impédance interne de sortie du capteur MTC (1500Ω).

$R_{o, m}$ = impédance externe de sortie (module de pression).

La tension d'excitation (V)⁵⁸ du capteur doit être comprise entre : $2Volts \leq V \leq 4Volts$ et $S_m \cdot V_m < S \cdot V$.

La mesure des pressions (P_{ga} , P_{es}) utilise deux micro-capteurs MTC à technologie piézoélectrique et de la même électronique de conditionnement du signal. Ils sont montés en

⁵⁸ Note: Une tension de 3 volts pour V satisfera à cette exigence.

pont Wheatston. Chaque capteur de pression est inséré en entrée dans un étage amplificateur d'instrumentation à faible bruit (*AD620, Analog Devices*), puis suivi d'un filtre Butterworth du 4^e ordre. Ce filtre est de type passe bas, de fréquence de coupure à -3dB de 100Hz. L'utilisation d'un amplificateur d'isolement assure la protection du patient. En sortie de cet amplificateur se trouve un autre étage composé d'un filtre type Butterworth du 4^e ordre de même fréquence de coupure (à -3dB à 100Hz) et d'un amplificateur adaptateur de niveau de sortie (Figure 69).

Par ailleurs, la mesure de la Paw est effectuée avec un capteur du type SCX05DN de chez SenSym GmbH, c'est un capteur de pression différentiel ayant une référence à air libre et l'autre entrée est connectée sur le masque facial de notre application à l'aide d'une tubulure. L'équation 46 de ce capteur, nous donne la relation de la tension de sortie d'après les caractéristiques du constructeur :

$$(46) \quad V_s = V_e \left[2 \left(1 + \frac{R}{R1} \right) \right] + V_{réf}$$

V_s : tension de sortie en fonction de la pression

$V_{réf}$: tension de référence

R et R1: résistances de pont Wheatstone

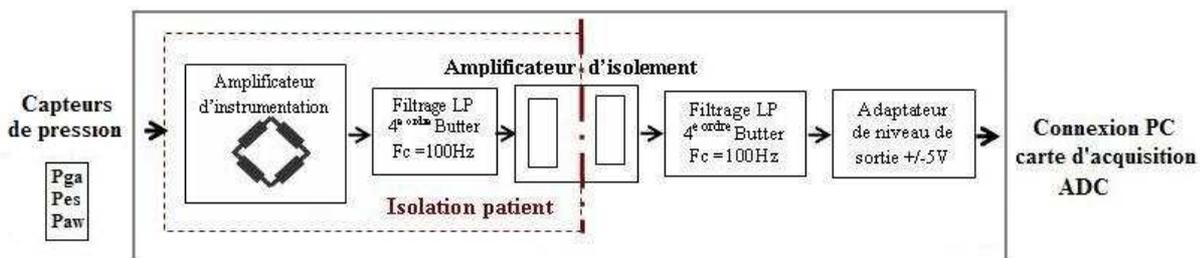


Figure 69 - Schéma de principe des amplificateurs des capteurs de pressions.

Module électronique de mesure du débit

Ce module est constitué de sa propre carte électronique (*LCCD005⁵⁹, Celesco*) de démodulation spécifique à son capteur, et est étalonné en usine par le constructeur. Cette carte est incluse sur la carte principale (Figure 70) spécialement développée pour extraire d'autres signaux tel que la détection des passages à zéro, les temps inspiratoires, expiratoires, la détection de cycle respiratoire et de top de synchro réalisé à l'aide d'un comparateur rapide de précision (*AD790, Analog Devices*).

Ces signaux de type logique (0-1) sont envoyés aux entrées TTL de la carte d'acquisition partie (I/O)⁶⁰ insérée dans le PC. Ces signaux permettent de déclencher des

⁵⁹ LCCD005 : Low Cost Carrier Demodulator , signal de sortie $V_{out} \pm 5V$

⁶⁰ Input/Output = entrée/sortie de niveau logique TTL (0-5V) de la carte d'acquisition

calculs sur le débit respiratoire (T_i , T_{tot} , V_t). Le signal de débit sert de référence dans notre application pour l'acquisition et l'analyse des autres signaux.

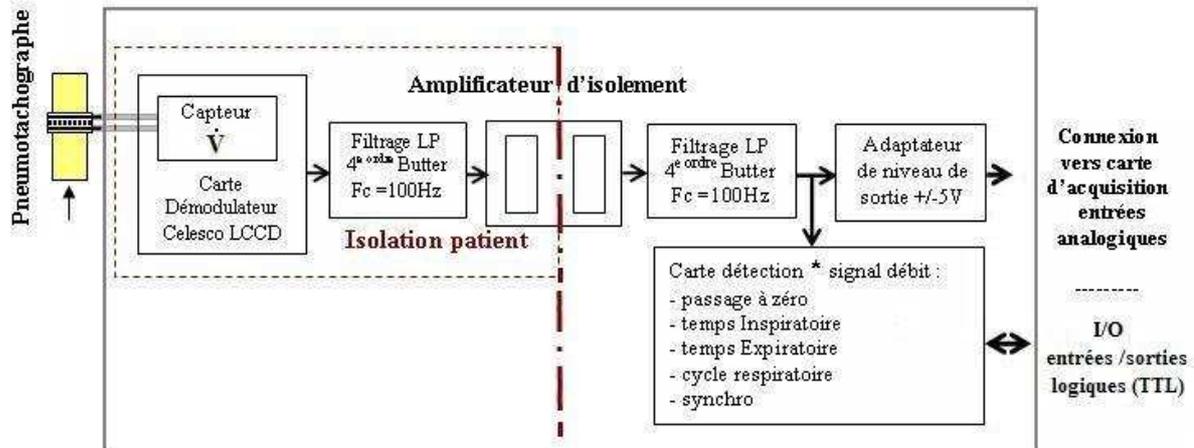


Figure 70 - Schéma de principe de la carte électronique du débit respiratoire avec ses signaux de détection des passages à zéro, des cycles, des temps inspiratoire, expiratoire et du signal de synchro.

Chaque module amplificateur comprend sa propre alimentation isolée (<3000Volts) des capteurs et une alimentation générale isolée (<3000Volts). Elle assure aussi une protection galvanique en entrée et en sortie.

De plus elle gère les connexions de tous les modules électroniques des capteurs à la carte d'acquisition insérée dans l'ordinateur. Les signaux analogiques sont acheminés depuis l'interface électronique à la carte d'acquisition. Les signaux logiques de niveau 0-5V, sont générés par le signal du débit respiratoire. Cette carte électronique permet la détection des cycles respiratoires, du temps inspiratoire, du temps expiratoire et des passages à zéro. Le signal de débit sert également de signal de référence (cycle respiratoire) par rapport aux autres signaux.

Tous les signaux de commandes logiques sont connectés à la carte d'acquisition entrée/sortie digital (I/O). Elle assure les échanges entre l'ordinateur, la carte électronique du débit respiratoire, et les signaux du sélecteur Edi.

Système d'acquisition des signaux

Le système comporte l'interface (Figure 71) de conditionnement des capteurs reliés à un ordinateur dans lequel est insérée une carte d'acquisition DAP2400e/4 munie d'un processeur de signal DSP, de la Société Microstar Laboratories Inc⁹. Cette carte comporte 16 entrées analogiques (convertisseur 12 bits, à tension programmable d'entrée bipolaire $\pm 10V$ ou $\pm 5V$, micro code assembleur DAPL), ainsi des entrées sorties tout ou rien (TOR) de niveau logique (0-5V) permettant de dialoguer avec l'interface notamment avec le sélecteur Edi.

Pour pallier aux nouvelles évolutions technologiques informatiques des processeurs multi-cores, une deuxième carte d'acquisition adaptée aux nouveaux bus des PC, bus interne PCI-X2.0 (*Peripheral Component Interconnec*, 266MHz soit 2133 Mo/s), plus rapide, est de type NI¹⁰ PCI 6052E (convertisseur de 16 bits, 333KHz) est employée.

Outre la rapidité de l'acquisition pour le débruitage temps réel, cela n'a pas d'incidence sur la compatibilité des programmes, mais seulement sur une partie de la connectique interface / PC (fiche coté PC). La fréquence d'échantillonnage de cette carte peut

¹⁰ ©Microstar Laboratories, Inc., 2265 116th Ave. NE, Bellevue, WA 98004, U.S.A.

¹¹ ©National instruments Corporation, 11500 N Mopac Expwy, Austin, TX, USA

atteindre 20KHz maximum par voies, l'EMG diaphragmatique étant le signal le plus élevé en fréquence par rapport aux autres signaux comme les pressions ou le débit. Cette carte d'acquisition est dotée de filtres anti-repliement pour éviter le phénomène de recouvrement spectral, ils ajustent automatiquement leur fréquence de coupure pour supprimer toutes les composantes fréquentielles supérieures à la moitié de la fréquence d'échantillonnage programmée.

Le logiciel d'acquisition en temps réel et de stockage a été développé sous Matlab® (générant du code C), les résultats sont affichés à travers une interface utilisateur de type GUI (Graphic User Interface), les données, les résultats sont mémorisés sur le disque dur pour être analysés ultérieurement. Le schéma général est présenté sur la Figure 74, il se compose des trois parties décrites précédemment :

1. Sondes et capteurs (annexe page120).
2. Interface électronique.
3. Ordinateur type PC et système d'acquisition et de gestion de l'interface électronique.

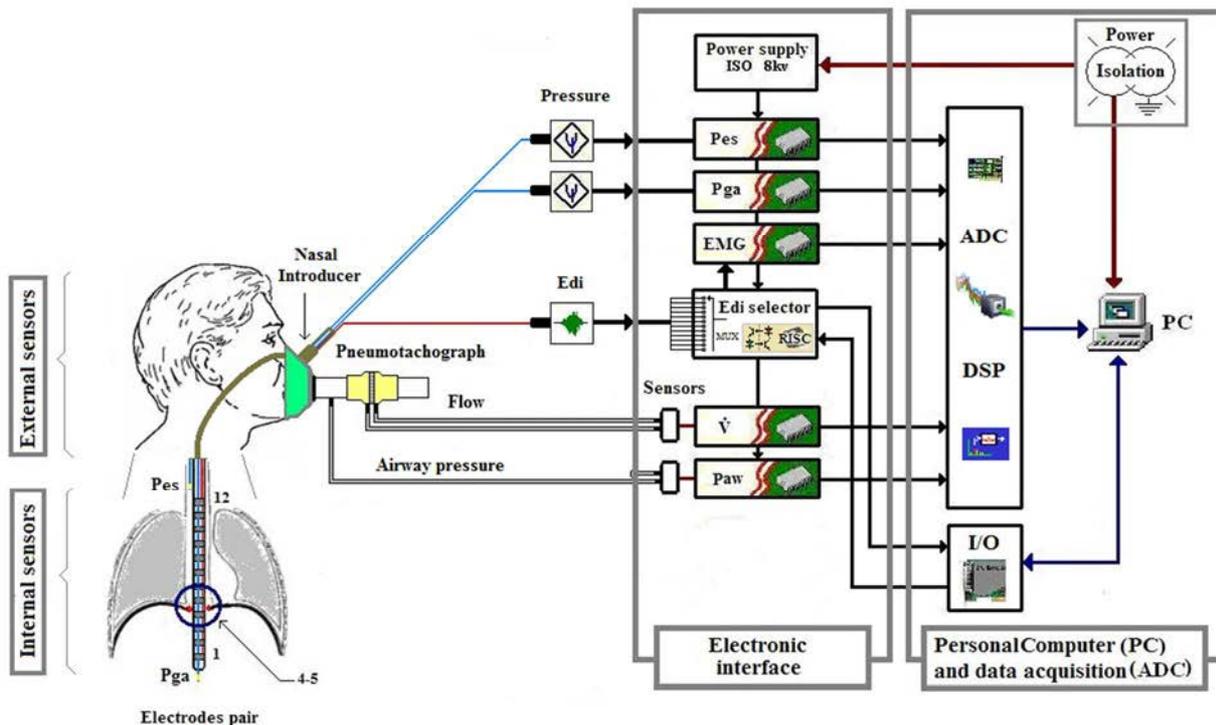


Figure 71 - Mise en place des sondes internes (Edi, Pga, Pes) et des capteurs externes (débit et de Paw). La sonde Edi est connectée au sélecteur puis à son module de conditionnement. Les signaux sont prétraités par leurs modules respectifs de l'interface électronique et sont ensuite transmis à la carte d'acquisition de l'ordinateur (PC).

L'ordinateur PC possède plusieurs fonctionnalités, celles de l'acquisition des signaux venant de l'interface, de la commande du sélecteur de recherche du signal Edi, de la visualisation des courbes, du débruitage par ondelettes, et de l'analyse et du traitement des données stockées sur le disque dur. Le PC a été assemblé spécifiquement avec des composants performants (cartes mères, mémoires, disque dur rapide, etc.), utilisant sur des

processeurs de 2e génération d'Intel®, Core™ i3 et Core™ i5. Les performances hardware recherchées ont pour but d'effectuer des traitements de programmes en temps réel (acquisition, débruitage, traitement, stockage) en un temps acceptable de l'ordre de la seconde. Ces matériels font partie des protocoles de recherche clinique effectuée dans les deux services de réanimation (Saint Etienne et Lyon).

12. Choix de la méthode de débruitage

Le principal objectif est le débruitage du signal électromyogramme Edi, et sur le traitement et l'analyse des données recueillies dans les deux études. Une pré-étude sur la méthode mathématique du débruitage a été réalisée, pour comparer les trois méthodes dont deux par ondelettes : multirésolution (MuRw), lifting scheme (LiFw) et la troisième par filtre morphologique (MoFi).

Une pré-étude de la méthode mathématique du débruitage de l'EMG du diaphragme est appliquée sur le signal. Un premier filtrage s'effectue dans le processeur en détectant le rapport signal sur bruit par la PSD [133] (Figure 72 - a), séparer les sources, de la fonction lissage du signal (Figure 72 - b), suivi de la fonction recherche de la meilleure paire d'électrodes. Toutes les commandes, les échanges et l'analyse sont dirigés par l'opérateur depuis l'ordinateur central (k : indice d'itération, v : paire d'électrodes, N : taille des échantillons).

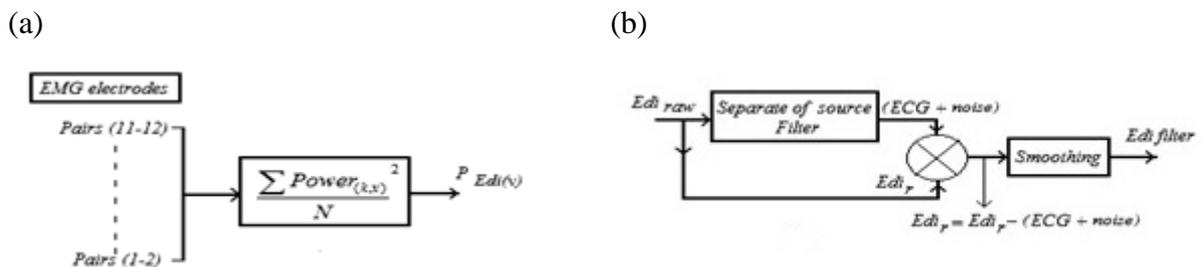


Figure 72 - (a) Algorithmes sur la détection du rapport signal / bruit, (b) sur la séparation des sources.

Parmi les trois méthodes d'analyse étudiées, l'ondelette Lifting Scheme (LiFw) [89] présente un signal sur bruit équivalent à celui de l'analyse par ondelette multirésolution (MuRw) [134, 135] avec un temps de calcul supérieur, très supérieur à l'analyse par filtrage morphologique (MoFi) ou le temps peut atteindre quelques secondes. Cependant c'est l'analyse MuRw qui a été choisie pour sa robustesse de calcul, ses performances dans la décomposition des coefficients d'ondelette. Elle présente également une bonne qualité d'un rapport signal / bruit (SNR), qui est légèrement inférieure à celle de LiFw, mais nettement meilleure que l'analyse par MoFi [136], au prix d'un temps de calcul plus élevé (NS pour LiFw et MoFi). Par contre le filtrage morphologique MoFi à temps de calcul pour débruiter notre signal supérieur à la seconde, ne permet pas une analyse en temps réel dans notre application, et est sans avantage significatif du SNR (Tableau 6). La vitesse de calcul par la méthode LiFw est due à l'utilisation de très peu de mémoire de stockage permanent des échantillons intermédiaires et du calcul sur des entiers. La rapidité du débruitage par ondelettes MuRw, est légèrement inférieure de quelques millisecondes à celle de l'ondelette

LiFw. Cette différence de temps de calcul est liée au calcul en flottant pour MuRw alors que LiFw utilise des entiers. Cependant le rapport signal/ bruit est nettement meilleur pour MuRw. Ainsi la vitesse n'est pas un facteur pénalisant dans notre application d'où notre choix de la méthode MuRw. Les performances actuelles des processeurs ne représentent pas une limitation matérielle.

Tableau 6 - Trois méthodes de débruitage et analyse du rapport signal/bruit (SNR) et du temps CPU pour chaque méthode (Wavelets¹, Morphologie²).

	Wavelets ¹		Morphological ²			
	MuRw (a)	LiFw (b)	MoFi (c)	σ (a,b)	σ (a,c)	σ (b,c)
ratio= $ s ^2/ n ^2$	1.154	0.985	0.881	0.008	0.686	0.694
CPU Time (sec)	0.178	0.162	1.55	0.125	0.135	0.01

L'implantation de l'algorithme dans le système électronique de sélection du signal et du processus de débruitage est représentée en Figure 73, utilisant un microcontrôleur RISC ARM 32bits avec son programme de gestion du système et de communication avec le PC.

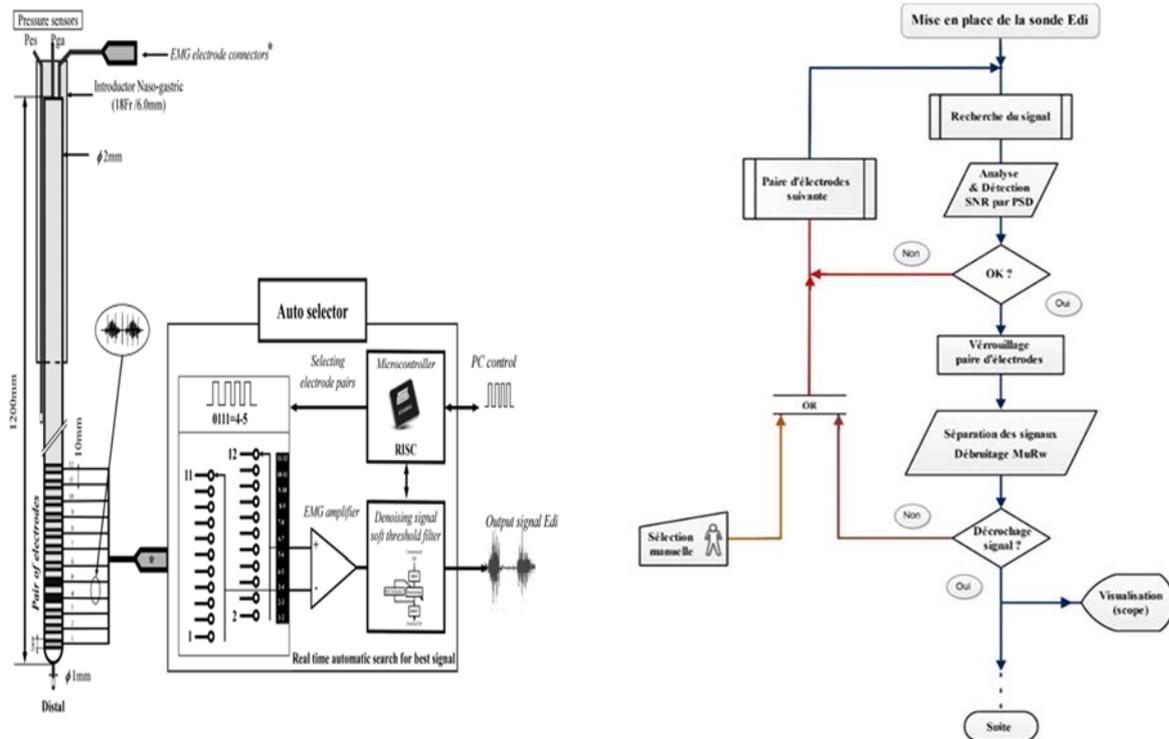


Figure 73 - (a) Electronique embarquée du sélecteur automatique, et en (b) algorithme du processus de recherche automatique (ou manuelle) du signal Edi sur les paires d'électrodes de la sonde EMG.

La Figure 74, présente les résultats issus des trois méthodes qui ont été testées pour identifier la meilleure technique à partir du signal brut (Figure 74 - a) de l'électromyogramme diaphragmatique. On remarque que les contractions de l'activité musculaire (EMG raw)

s'effectuent à chaque cycle inspiratoire (courbe en vert du débit respiratoire). La réduction du bruit dans le signal Edi brut obtenu respectivement par les méthodes MuRw, LiFw et MoFi, est illustrée en Figure 74 - **b**, Figure 74 - **c**, Figure 74 - **d**. Le choix d'une méthode repose sur plusieurs critères comme le rapport signal sur bruit (SNR), sur l'analyse fréquentielle, la rapidité du débruitage, et sur le minimum de pertes du signal utile > 0.1% ainsi que l'implantation de l'algorithme. Ce compromis nous a conduits au choix de l'analyse multirésolution (MuRw) avec seuillage.

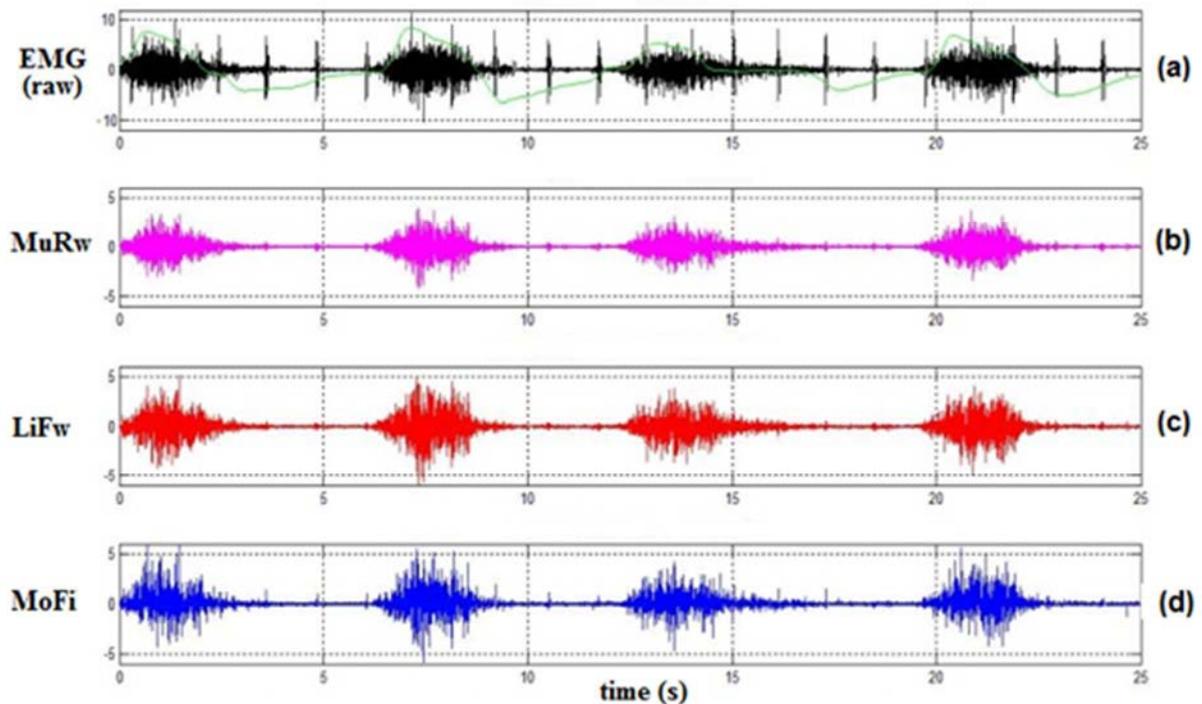


Figure 74 - Résultats des trois méthodes de débruitage. (a) Le signal EMG brut et le signal débruité, (b) l'analyse multirésolution ondelettes (MuRw), (c) la génération d'ondelettes lifting (LiFw) et (d) filtre morphologique (MoFI).

13. Etudes cliniques

Deux études ont été menées à la fois sur des sujets sains qui servent de référence et sur des patients en cours de sevrage sous assistance respiratoire. Ces études cliniques ont fait l'objet des autorisations du CCP⁶¹ et consentement éclairé des sujets sains et des patients.

Pour la première étude, l'objectif est de connaître les effets de la pression positive en fin d'expiration (CPAP) sur les modifications du mode ventilatoire et de la fonction musculaire respiratoire induite durant une sédation.

Pour la deuxième, l'objectif est de déterminer la réaction des patients dans des modes de sevrage en aide inspiratoire (AI) et en pression ventilatoire assistée (PAV).

⁶¹ Comité de Protection des Personnes ou anciennement Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale.

13.1. Étude n°1

Cette première étude a été menée auprès de sept volontaires sains inclus dans cette recherche clinique en réanimation de Saint Etienne. Elle consiste à démontrer les modifications ou non des paramètres mécaniques et électriques de la respiration au cours de la sédation et réversion. Chaque sujet est placé sous CPAP et est soumis durant cette sédation à quatre niveaux de pression.

Cette étude comporte une phase de 30 mn pendant l'hospitalisation de 12 heures soit 4 périodes de demi-vie du midazolam (0.1mg/kg). La population étudiée est de sept volontaires sains de sexe masculin d'âge supérieur à 18 ans et inférieur à 50 ans (âge 30 ± 1.4 ans, poids 67 ± 5.7 kg, taille 1.76 ± 8 cm). Ces sujets ne présentent pas de trouble du sommeil.

Critères d'inclusion

Les volontaires sains étant considérés dans la classification de l'American Society of Anesthesiology (ASA) et ASA1 (patient en bonne santé). Les volontaires sains sont tous informés et consentants pour être inclus dans l'étude.

Aucun examen biologique complémentaire ne sera demandé en accord avec les recommandations de la Société Française d'Anesthésie Réanimation (SFAR), l'Agence Nationale pour le Développement et l'Evaluation Médicale (ANDEM) sur les indications des examens pré-anesthésie.

Critères d'exclusion

Après un interrogatoire médical, sont exclus les antécédents médicaux, notamment de myasthénie ou myopathie, les antécédents d'allergie, la prise médicamenteuse itérative (sédatif, aspirine) dans les sept jours précédant le jour de l'étude.

Méthodologie

De façon générale cette étude comprend trois étapes : 1)- installation, 2)- mesures, 3)- surveillance de 10 heures soit 4 périodes de $\frac{1}{2}$ vie du midazolam. Le déroulement de l'étude a été réalisé après la mise en place d'un cathéter veineux pour délivrer les drogues (sédation et réversion), d'un introducteur nasal dans lequel les sondes internes (Pga, Pes, Edi) sont positionnées au niveau œsophagien, gastrique et du diaphragme. Des orifices étanches permettent le passage à travers le masque facial de l'introducteur (capteurs internes) et de l'autre pour la connexion des capteurs externes (Débit, Paw). Le schéma heuristique (Figure 75) nous montre le déroulement général de cette étude sur le monitoring et l'évaluation clinique.

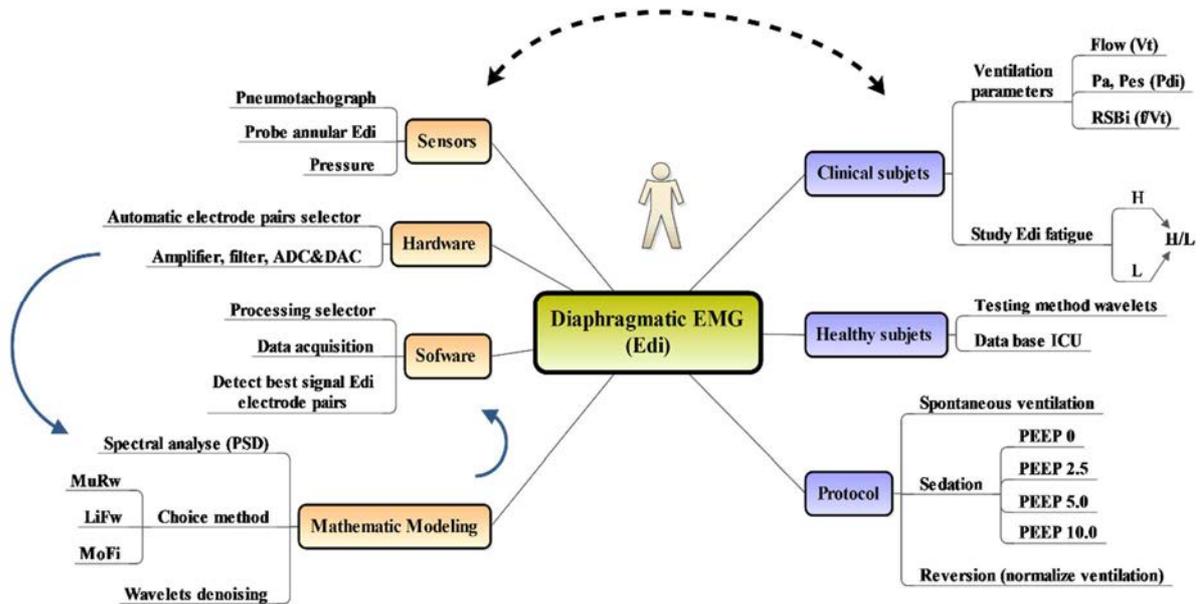


Figure 75 - Model heuristique (Mind Map) sur le traitement de l'électromyogramme diaphragmatique.

Un temps d'adaptation au matériel (masque et capteur) de quelques minutes est nécessaire au sujet avant de commencer le protocole. Puis 10 min de ventilation de repos pour la période contrôle (basal), et 5 mn après l'injection de 0,1mg/Kg de Midazolam, puis après 5 mn de ventilation pour chaque niveau de CPAP (PEEP=0 cmH₂O , PEEP =+2.5 cmH₂O , PEEP=+5 cmH₂O , PEEP =+10 cmH₂O .) et 10 mn durant le réveil (Figure 76).

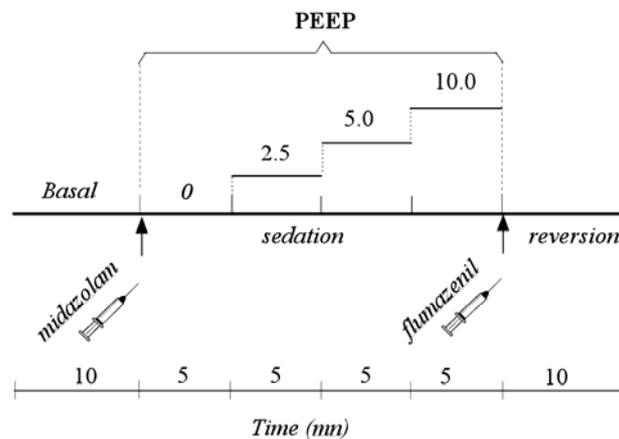


Figure 76 - Protocole du déroulement des différentes phases de l'étude.

Les paramètres sont recueillis et analysés pendant 1 min de ventilation stable. Ils se composent du Vt, Edimax, Pdi, des rapports Vt/Ti, f/Vt, du rapport H/L des fréquences hautes et basses de la densité spectrale du signal Edi. Ces paramètres sont synchronisés à chaque cycle du débit respiratoire pris comme référence.

Les données sont organisées en 3 phases ou états :

1. Etat stable ou basal : Cette première phase est la période de repos après stabilisation de la respiration, elle dure 10mn, 10 valeurs sont moyennées.
2. Sédation sous Midazolam (Hypnovel®) : L'utilisation du Midazolam pour cette période d'enregistrement a pour but de montrer les effets dépressifs respiratoires.

Le Midazolam agit à trois niveaux :

a) Le Midazolam provoque la dépression respiratoire au niveau du système nerveux central (apnées > 20s, survenant 2 à 4 mn après l'injection de Midazolam). Cette dépression centrale est objectivée par une diminution des réponses ventilatoires aux stimuli hypercapniques, hypoxiques ou encore par la diminution du débit inspiratoire moyen (V_t/T_i).

b) La Dépression de l'activité des muscles effecteurs respiratoires, a mis en évidence une diminution du volume courant (V_t) non compensée par l'augmentation de la fréquence respiratoire (f), car le volume expiré ($V_e = V_t \times f$) [63]. En 1993 Mollieux S. et coll. [64] montrent une augmentation constante de l'activité de l'électromyogramme intercostale à l'inspiration, une activité de l'EMG des muscles abdominaux chez certains sujets lors de leur expiration, une diminution de l'Edi et une élévation des résistances des voies aériennes supérieures.

c) Dans cette étude le sujet est sédaté et sous CPAP. Cette phase est scindée en quatre paliers d'une durée de 5 mn chacun (10 valeurs moyennes par paliers) : PEEP=0 cmH_2O , PEEP=+2.5 cmH_2O , PEEP=+5 cmH_2O , PEEP=+10 cmH_2O .

3. Réversion sous Flumazénil (Anexate®) : C'est un antagoniste des récepteurs des benzodiazépines utilisés comme antidote pour l'annulation des effets thérapeutiques, c'est la phase de réveil du volontaire sain (10 valeurs moyennes extraites des 5mn d'enregistrement). Un test d'ANOVA à mesures répétées est effectué, les valeurs exprimées en moyenne.

13.2. Étude n°2

L'objectif de cette deuxième étude est d'évaluer une correspondance entre la délivrance de gaz par le ventilateur et l'activité musculaire respiratoire spontanée du patient aux cours de deux modes de ventilation : aide inspiratoire et ventilation assistée proportionnelle. Cette étude a été réalisée sur une dizaine de patients sous ventilateur dans le service de réanimation chirurgicale de l'hôpital de la Croix Rousse à Lyon. Pour garder une cohérence avec l'étude précédente nous avons choisi sept patients.

Présentation du problème : Chez certains patients de type myopathie ou neuropathie, sédation profonde, curarisation, la ventilation mécanique, si elle est le seul recours ventilatoire, peut aussi n'être qu'un support partiel chez les sujets simplement déficients. Ce type d'assistance a même récemment été décrit comme pourvoyeur de moins de lésions

induites par le ventilateur que de modes de ventilation contrôlée [137, 138]. Les patients ont été inclus dans un service de réanimation chirurgicale, pendant le sevrage de la ventilation. Après avis du CCP (ou CCPPRB), 7 patients volontaires (18 à 80 ans) ont été recrutés et inclus au service de réanimation chirurgicale. Les patients porteurs d'anomalies de la commande centrale (médicamenteuses ou pathologiques) ou d'anomalies diaphragmatiques n'ont pas été inclus. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique locale et inscrite sur le site ClinicalTrials.gov (NCT 00133939)⁶².

13.3. Critères d'inclusion

Ce sont des patients intubés (sonde orotrachéale) et ventilés en raison d'une décompensation respiratoire, équipés d'un cathéter artériel, pour cette même raison, en début de sevrage ventilatoire. Ils sont assistés en aide inspiratoire (AI ou PSV) sous un respirateur Dräger Evita 4 disposant d'un module de ventilation assistée proportionnelle (PAV⁶³).

13.4. Critères de non inclusion et d'exclusion

1. Les patients qui présentent des défauts de coopération prévisible (encéphalopathie, agitation, délire, anxiété), paralysie diaphragmatique, médicaments impliquant une dépression respiratoire importante (sédation profonde, curarisation).
2. Sont exclus également, les patients ayant une modification de leur état général durant l'étude, nécessitant le recours à une assistante supérieure.
3. Défauts survenant en cours d'étude liés à une instabilité respiratoire, apparition de causes suscitées.

Pour l'ensemble de ces deux études réalisées en réanimation, le consentement éclairé des sujets sains et des patients volontaires (ou de leur famille) est recueilli par chaque investigateur. Une surveillance médicale (médecin anesthésiste, réanimateur) en continu est présente pendant la période d'hospitalisation des volontaires.

13.5. Méthodologie

L'étude est divisée en trois périodes successives de dix minutes :

1. Une période de PAV au cours de laquelle les paramètres d'assistance sont réglés à 80% des résistances et de l'élastance, estimés par la méthode du « runaway ».
 2. Une période d'aide inspiratoire (AI ou PSV⁶⁴) réglée de manière à obtenir une Paw max semblable à celle de la première période ; une deuxième période sous ventilation assistée proportionnelle (ou PAV) identique à la première.
 3. Assistance en PAV avec les mêmes réglages lors de la première période.
- Si les résultats de cette période sont différents de ceux de la première, le sujet est exclu. Après stabilisation de l'état respiratoire, les paramètres sont recueillis : le débit et la pression des voies aériennes proximales (Paw), la pression œsophagienne (Pes), la pression œsophagienne (Pga), et l'électromyogramme du diaphragme (Edi). L'étude pour chaque patient dure environ

⁶² National Clinical Trial (<http://www.clinicaltrials.gov/>)

⁶³ Proportional Assit Ventilation

⁶⁴ Pressure Support Ventilation

60 mn. Le protocole consiste en une période de PAV compensée à 80% du travail du patient de la respiration (élastance et résistance estimées par la "fuite" de la méthode), suivi d'une période d'aide inspiratoire (AI ou PSV) réglée de telle manière que la partie moyenne inspiratoire est équivalente à celle du PAV.

13.6. Méthodologie commune aux deux protocoles

Dans le cas de notre étude sur le traitement du signal de l'électromyogramme du diaphragme et la fatigue respiratoire, nous avons recueillis les mêmes paramètres communs aux deux protocoles : sujets sains et patients sous ventilateur. Ces paramètres sont le Débit, l'Edi, et les pressions (Paw, Pga, Pes) qui proviennent des mêmes capteurs.

Les paramètres calculés à partir des signaux sont :

- le rapport H/L c'est l'indice de fatigue du diaphragme, est le rapport des hautes et basses fréquences de la densité spectrale (PSD) de l'électromyogramme du diaphragme Edi.
- La Pdi pression transdiaphragmatique est la différence de deux pressions entre la Pga-Pes.
- Le volume courant V_t est obtenu par l'intégration du débit inspiratoire, calculé à chaque cycle.
- Le temps inspiratoire (T_i) et le temps total (T_{tot}) sont détectés à chaque passage à zéro du signal débit respiratoire.
- La fréquence respiratoire f est calculée par l'inverse de la durée du temps total respiratoire à chaque cycle ($1/T_{tot}$ ou $T_{tot}=T_i+T_e$).
- Le rapport V_t/T_i correspond à la perte d'activité inspiratoire. Il se traduit par la transformation mécanique de l'amplitude du signal nerveux chez le sujet sain, il montre la concordance de l'intensité de la commande ventilatoire.
- Le rapport f/V_t appelé aussi $RSBi^{65}$ est un critère prédictif permettant de détecter le sevrage en réanimation. Cet indice semble être pertinent pour déterminer si le patient peut ou non être extuber. Yang et call, ont défini un seuil à 105 de f/V_t sur une minute en ventilation spontanée, en tant que critère de sevrage [139]. Plus l'indice $f/V_t \leq 105$ est faible, plus le patient retrouve son autonomie et il n'y a pas de signe de fatigue des fonctions respiratoires. A l'inverse, il y a signe de fatigue si celui-ci est au-dessus du seuil >105 , (par exemple si $V_t \square$ alors $(f/V_t) \square$), on peut s'attendre à un échec probable de sevrage.

Note : Le $RSBi$ (ou f/V_t) identifie et classe les patients en échec ou en succès à condition qu'il n'y ait pas d'autres causes autre qu'un processus respiratoire. Cet indice semble très utile pour décider de l'instant auquel débute le sevrage et de décider d'extuber le patient.

Admission définitive dans les deux études

Avant d'inclure définitivement les sujets sains et les patients dans chacune des études, chaque investigateur s'est assuré que tous les critères d'inclusion et d'exclusion ont été vérifiés, et que les volontaires (ou le représentant légale) ont pris connaissance de la fiche

⁶⁵ Rapid Shallow Breathing Index (breaths/min/l ou cycle/mn/l).

d'information et des conditions pratiques de la réalisation de l'étude⁶⁶. De plus l'investigateur doit s'assurer que chaque volontaire sain et patient (ou représentant légale) doit signer le formulaire de consentement éclairé et la documentation d'informations sur le déroulement de l'étude. Il doit également vérifier le fichier national des volontaires sains, si ceux-ci n'ont pas déjà participé ou été retenu pour une étude dans le trimestre à venir.

14. Etude clinique des résultats des sujets sains.

Les résultats de la première étude des sujets ou volontaires sains, les fichiers de données sont organisés en trois phases : État stable (10mn) période en ventilation spontané, période d'anesthésie sous Midazolam (Hypnovel®), cette période comporte quatre paliers de CPAP d'une durée de 5 mn par palier à T0 cmH_2O , T+2.5 cmH_2O , T+5 cmH_2O , T+10 cmH_2O et elle est suivi d'une période de réveil de 10 mn après injection du Flumazenil (Anexate®).

14.1. Paramètres analysés

Le volume courant V_t , la fréquence respiratoire f , l'indice f/V_t ou $RSBi$, sont les paramètres de la mécanique ventilatoire avec les pressions (P_{ga} , P_{es}). Le rapport H/L est obtenu d'après l'analyse spectrale des fréquences hautes et basses de l'activité électrique musculaire du diaphragme Edi .

14.2. f/V_t ($RSBi$) et H/L

L'analyse comparative du rapport f/V_t ou $RSBi$ (paramètres mécaniques) et du rapport H/L (paramètre électrique de la ventilation) nous confirme que ces deux paramètres nous prédisent les signes de la fatigue respiratoire. La Figure 77 nous indique les différentes phases de l'étude clinique suivante :

État basal Cette étape de 10 minutes est la phase d'adaptation et de stabilité des paramètres ventilatoires, c'est également la phase de référence de la ventilation normale de chaque sujet. Le rapport moyen des sujets pour le H/L est de 0.93, et pour l'indice f/V_t de 51.

Sédation Cette période comprend quatre phases de $PEEP$ ⁶⁷ :

- **PEEP 0** : A l'injection du Midazolam (sédation), le rapport H/L décroît rapidement à partir de sa valeur normale et on aperçoit un décalage moyen entre le rapport H/L (paramètre électrique) et le rapport f/V_t (paramètre mécanique) pouvant atteindre jusqu'à un Δt d'environ 1.0 minute (59s 98) entre ces deux paramètres. Cela est dû à une réaction du Midazolam qui a pour effet d'introduire des restrictions des voies respiratoires.

⁶⁶ Loi du 20.12.88 (Loi Huriot-Sérusclat, article L1124-4 du Code de la Santé publique) révisée le 9 août 2004 a institué le principe d'un fichier national des sujets volontaires sains ou de patients volontaires pour une recherche sans rapport avec l'état pathologique.

⁶⁷ Positive End Expiratory Pressure (PEEP) ou pression expiratoire positive (PEP)

D'autre part, la valeur du rapport H/L chute plus rapidement jusqu'à 0.67, cela signifie qu'il y a début des signes de fatigue respiratoire, notamment du diaphragme. Par ailleurs le f/Vt atteint un maximum de 140 dépassant l'indice de référence (RSBi) qui est de 105.

- PEEP 2.5 à PEEP 5.0 : En réglant la CPAP, on crée une pression positive dans les voies respiratoires supérieures servant à augmenter le passage de l'air. Pour ces deux valeurs le H/L tend à augmenter alors que le rapport f/Vt est au maximum et commence à diminuer à la fin de PEEP5.0.

- PEEP 10 : A cette pression, les voies respiratoires favorisent une bonne ventilation du sujet sédaté. Nous constatons que les deux paramètres H/L↓(0.78), f/Vt ↑(125) tendent vers leurs valeurs initiales.

Réversion Dans cette phase, les paramètres reviennent à leur état initial plus précisément le f/Vt (90) revient en dessous du seuil de référence (105), quant au H/L celui-ci remonte à une valeur (0.88). Le sujet est en phase de réveil et retrouve son autonomie respiratoire.

Note : L'utilisation de la PEEP (ou PEP) en ventilation mécanique a un effet sur l'oxygénation, la compliance, l'hémodynamique. Elle maintient une pression positive des voies aériennes durant la phase expiratoire.

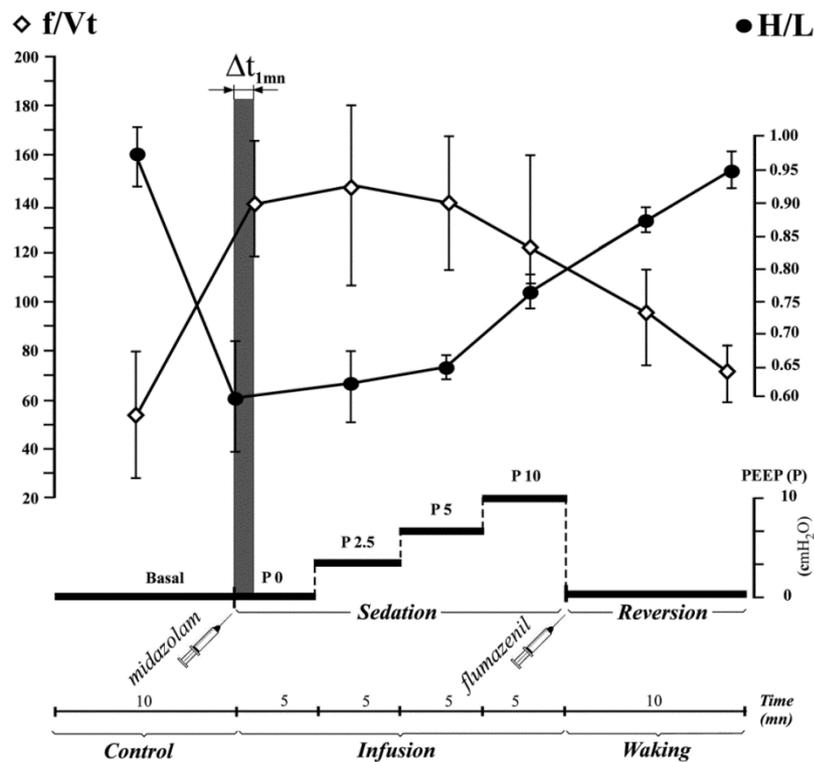


Figure 77 - Décalage temporel (paramètre électrique) entre le rapport H/L et le rapport f/Vt (paramètres mécaniques) au cours de la sédation et durant la phase d'infusion. Ce décalage se produit après l'injection du Midazolam, le paramètre électrique (H/L) réagit plus rapidement que celui du paramètre mécanique (f/Vt).

14.3. Pressions Pes, Pga, Pdi

Deux autres paramètres sur la mécanique ventilatoire nous donnent l'évolution de la pression transdiaphragmatique (Pdi). Cette mesure des pressions Pes et Pga enregistre simultanément les variations de pression à l'aide de capteurs. La pression transdiaphragmatique (Pdi) est obtenue par la différence de ces pressions ($Pdi = Pga - Pes$). Physiologiquement lorsque la Pes \square et que la Pga \square durant l'inspiration la Pdi augmente, par contre dans le cas de la sédation à PEEP 0, la Pes décroît rapidement (-20.7 cmH₂O), la Pga reste relativement constante (entre 2.3 et 2.6 cmH₂O). Cela entraîne une augmentation brusque du résultat de la Pdi de + 23 cmH₂O. Ainsi lorsque que l'on augmente les valeurs de PEEP de 2.5 à 10 cmH₂O, la Pes devient moins négative (de -16,1 à -7.8 cmH₂O) et la Pga reste toujours constante, la pression transdiaphragmatique Pdi diminue (passe de 23 à 10.2 cmH₂O). La Figure 78 et le Tableau 7 représente l'évolution des pressions des sept sujets en fonction des trois états : basal, sédation et réversion.

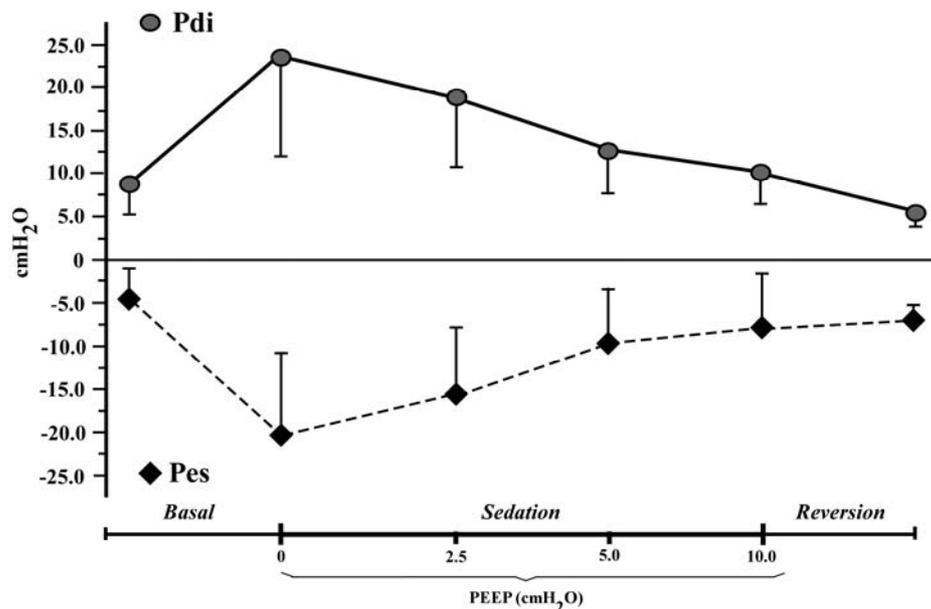


Figure 78 - Influence de la sédation et de la réversion sur les pressions Pdi et la Pes.

14.4. Résultats ANOVA

Une étude statistique de type ANOVA a été réalisée sur les données des sept sujets sains sous Statview 5. Les Tableaux 9 et 8 résument les différentes valeurs des pressions mesurées et calculées dans les trois phases (Basal, Sédation, Réversion) durant le protocole. Après l'infusion du Midazolam, nous apercevons que l'analyse fréquentielle du muscle diaphragmatique se décale vers une diminution des hautes fréquences H_{\square} entraînant brusquement une diminution du rapport H/L. En conséquence, Vt diminue et ainsi le f/Vt (RSBi) augmente radicalement avec un retard par rapport au H/L d'environ une minute après injection du Midazolam.

Tableau 7 - Résultats (Moyenne, et SD) des pressions et de l'Edi suivant les trois états et niveau de PEEP.

Paramètres	Control		Infusion				Réveil
	Basal (SD)	Sédation (Midazolam)				Réversion (Flumazenil)	
		PEEP 0	PEEP 2.5	PEEP 5.0	PEEP 10		
Pga (cmH ₂ O)	3.3 (1.9)	2.3 (1.3)	2.6 (1.4)	2.4 (1.2)	2.4 (1.1)	3.6 (1.9)	
Pes (cmH ₂ O)	-4.9 (2.1)	-20.7 (9.5)	-16.1 (7.6)	-9.9 (1.8)	-7.8 (4.1)	-5.4 (0.9)	
Pga/Pes	0.8 (0.7)	0.11 (0.04)	0.17 (0.1)	0.24 (0.1)	0.33 (0.2)	0.71 (0.5)	
Pdi (cmH ₂ O)	8.21 (3.20)	23.0 (1.00)	18.69 (1.27)	12.31 (4.88)	10.19 (4.82)	9.01 (1.50)	
Pdi/Edi (cmH ₂ O ^{-V})	98.9 (66.7)	111.8 (86.8)	135.8 (169.7)	89.6 (67)	105.1 (77)	110.7 (74)	

Le Tableau 8, nous indique les résultats des paramètres de ventilation mécanique, de l'évolution de l'électromyogramme Edi et du rapport des fréquences déduites par la densité spectrale H/L, indicateur précoce de la fatigue respiratoire.

Tableau 8 - Valeurs moyennes et standard déviation (SD) des paramètres ventilatoires mécaniques et électriques durant trois périodes : basal, sédation, réversion, d'un groupe de sept sujets sains.

Paramètres	Control		Infusion				Réveil
	Basal (SD)	Sédation (Midazolam)				Réversion (Flumazenil)	
		PEEP 0	PEEP 2.5	PEEP5.0	PEEP 10		
Vt (L)	0.273 (0.018)	0.166 (0.012)	0.213 (0.028)	0.190 (0.020)	0.250 (0.027)	0.193 (0.007)	
Vt/Ti (L.s ⁻¹)	0.168 (0.087)	0.237 (0.031)	0.159 (0.035)	0.117 (0.011)	0.174 (0.021)	0.115 (0.005)	
f/Vt (B.l.mn ⁻¹)	51.5 (5.0)	140.3 (5.5)	146.3 (8.7)	138.2 (6.7)	122.8 (7.4)	92.8 (3.6)	
Edi (v)	0.109 (0.057)	0.268 (0.093)	0.258 (0.148)	0.218 (0.135)	0.154 (0.098)	0.106 (0.045)	
H/L	0.933 (0.005)	0.710 (0.011)	0.691 (0.086)	0.724 (0.004)	0.809 (0.007)	0.877 (0.005)	

Les méthodes d'analyse électrique diaphragmatique ont été comparées dans le rapport du signal/bruit et le temps de calcul utilisant le t-test paired. Nous avons également comparé deux types de paramètres " mécaniques " Vt, f/Vt ou RSBi, Pdi et " électriques " (Edi, H/L). Les comparaisons sont significatives pour * p<0.05, **p<0.01 et ***p<0.001.

Tableau 9 - Représente les différentes phases de l'évolution des paramètres ventilatoires des sujets.
 Legends : * p<0.05; ** p<0.01; *** p<0.001.

Vt					f/Vt						
Phase	Basal	PEEP				Phase	Basal	PEEP			
		0	2.5	5	10			0	2.5	5	10
PEEP 0	***					PEEP 0	****				
PEEP 2.5	***	**				PEEP 2.5	****				
PEEP 5	***					PEEP 5	***				
PEEP 10	***	***	**	***		PEEP10	***	**	***	**	
Flumazenil	***				***	Flumazenil	***	***	***	***	***

Vt/Ti					H/L						
Phase	Basal	PEEP				Phase	Basal	PEEP			
		0	2.5	5	10			0	2.5	5	10
PEEP 0	***					PEEP 0	***				
PEEP 2.5	***	**				PEEP 2.5	**				
PEEP 5	***		*			PEEP 5	**				
PEEP 10	***	***	***	***		PEEP10	**	**	***	***	
Flumazenil	***		*		***	Flumazenil	***	***	***	***	***

Pdi					Edi						
Phase	Basal	PEEP				Phase	Basal	PEEP			
		0	2.5	5	10			0	2.5	5	10
PEEP 0	***					PEEP 0	***				
PEEP 2.5	***	***				PEEP 2.5	***	*			
PEEP 5	**		***			PEEP 5	***	***	***		
PEEP 10		***	***	***		PEEP10	***		***	***	
Flumazenil		***	***		**	Flumazenil	**	***		***	**

Le (MZD) à dose sédatrice augmente l'activité électromyographique des muscles intercostaux et du diaphragme (Edi). L'application d'une CPAP à partir de +5 cmH₂O diminue le recrutement des muscles abdominaux à l'expiration (baisse de la Pga) et corrige en partie l'augmentation de l'activité musculaire inspiratoire (Pes, Edi) en levant l'obstruction des voies aériennes supérieures (VAS). Ceci confirme la causalité des VAS dans les modifications de la mécanique ventilatoire induite par la midazolam.

14.5. Résultats de la seconde étude patients en sevrage.

Cette étude a été réalisée sur des patients de réanimation chirurgicale sous assistance respiratoire (respirateur type EVITA IV) et en cours de sevrage. Les résultats de la deuxième étude ont une autre organisation liée à son étude qui repose sur l'utilisation de deux modes de ventilation : le premier en aide inspiratoire (AI), et en ventilation assistée en proportionnelle (PAV) : une période de réglage en AI 50 % et AI 80%, et la deuxième en période de réglage en PAV 50%, et PAV 80% du travail respiratoire (élastance et résistance estimées par la méthode du runaway). Conjointement cette étude a pour but de vérifier l'asynchronisme patient-respirateur avéré ou non. Dans cette étude, Muller et coll., ont cherché à montrer un critère de jugement du délai entre la décroissance rapide de l'EMG diaphragmatique et le

passage à zéro du débit expiratoire (phasage expiratoire) comparé dans les deux modes. Ce délai moyen est de 639 ± 210 ms en AI et 663 ± 216 ms en PAV, avec une PEP intrinsèque moyenne de 3.4 ± 1.9 cmH₂o. De plus il n'y a pas eu de différence significative de phase expiratoire entre les deux modes : 166 ± 105 ms en AI et de 202 ± 119 ms en PAV.

Pour valider et pour être en cohésion avec l'étude précédente sur la fatigue respiratoire nous avons recherché, d'après les mêmes paramètres (Vt, f/Vt, pressions Pga, Pes, Pdi, Edi, H/L), la prédiction des signes de fatigue dans le cas de patients sous assistance ventilatoire.

Tableau 10 - Valeurs moyennes des paramètres en fonction des modes de ventilation de sept patients.

Paramètres	Vt (L)	Ti/Vt	f/Vt	Pdi (cmH ₂ o)	Edi max (V)	H/L	Mode
Patient 1	0.423	0.443	50	9.4	0.394	0.87	AI 50
	0.427	0.480	58	25.3	0.745	0.99	AI 80
	0.402	0.431	55	8.8	0.413	1.02	PAV 50
	0.512	0.617	68	6.3	0.572	1.06	PAV 80
Patient 2	0.447	0.596	98	28.8	0.617	1.04	AI50
	0.569	0.669	60	16.9	0.482	1.07	AI80
	0.479	0.614	80	22.3	0.274	1.03	PAV50
	0.477	0.591	74	5.26	0.326	1.00	PAV 80
Patient 3	0.121	0.147	295	53.5	0.844	0.58	AI50
	0.123	0.141	230	12.8	0.643	0.71	AI80
	0.112	0.127	249	14.0	0.627	0.64	PAV50
	0.124	0.135	218	11.3	0.672	0.78	PAV 80
Patient 4	0.602	0.728	55	45.0	1.656	1.10	AI50
	0.638	0.751	49	37.8	1.482	1.08	AI80
	0.647	0.769	50	29.2	1.774	1.04	PAV50
	0.638	0.751	49	37.8	1.482	1.01	PAV 80
Patient 5	0.504	0.615	84	30.3	0.982	1.02	AI50
	0.575	0.686	58	33.6	0.775	1.03	AI80
	0.497	0.614	72	48.2	0.907	1.04	PAV50
	0.499	0.619	78	27.3	1.325	1.01	PAV 80
Patient 6	1.030	0.946	22	29.8	1.656	1.10	AI50
	1.070	1.027	22	30.5	2.202	1.15	AI80
	1.062	0.959	19	25.7	2.175	1.11	PAV50
	1.156	1.110	24	69.4	1.684	1.18	PAV 80
Patient 7	0.408	0.378	67	30.1	1.226	0.98	AI50
	0.465	0.460	56	92.8	0.858	1.03	AI80
	0.438	0.410	60	30.2	1.112	1.10	PAV50
	0.440	0.438	81	25.3	1.037	1.12	PAV 80

Sur l'ensemble des 7 patients, seul le patient 3 se trouve en état de fatigue, le rapport H/L nous indique efficacement un état de fatigue, le rapport f/Vt (RSBi) indique une valeur supérieure à la valeur cible (105) ; dans ce cas précis, ces indicateurs signifient une fatigue de ce patient 3 quel que soit le mode de ventilation appliqué. Nous pouvons en déduire que ce patient recrute peu son diaphragme. Ainsi d'après les paramètres H/L et f/Vt nous constatons que les patients 1, 2, 4, 5, 6, 7 ne sont pas en état de fatigue. Le rapport H/L et le f/Vt sont des indicateurs prédictifs pour le diagnostic du clinicien afin de prévenir l'extubation de ces patients. Les graphes en exemple sont les résultats du mode de ventilation en aide inspiratoire

AI réglé à 50% et 80% (Figures 79 et 80). Les données brutes sont recueillies et traitées dans ce protocole à postériori. L'activité diaphragmatique pour ce patient en mode AI-50 s'active au début de l'inspiration pour atteindre un Edi maximal au passage à zéro entre la transition inspiratoire-expiratoire pour se relaxer au début de la phase expiratoire (Figure 79). Les pressions (Pa_{iw}, P_{ga}, P_{es}) sont synchrones avec le cycle inspiratoire. Pour le patient en mode AI-80 la contraction de l'Edi se situe pendant toute la période du cycle inspiratoire (Figure 80).

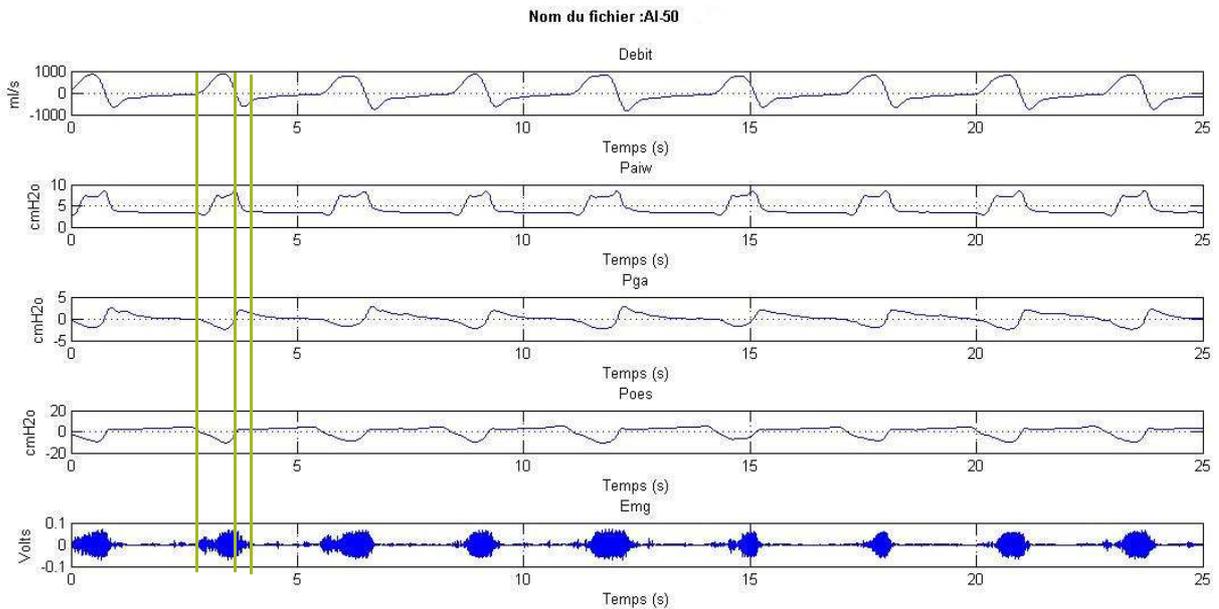


Figure 79 - Evolution des paramètres ventilatoires en mode d'aide inspiratoire à 50%.

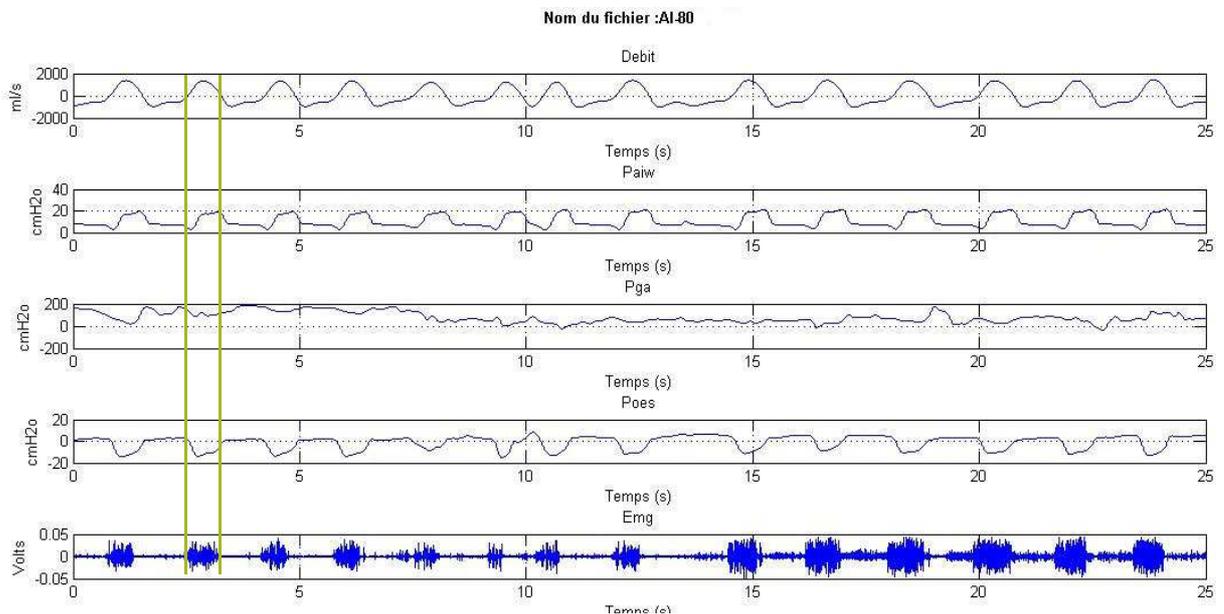


Figure 80 - Evolution des paramètres ventilatoires en mode d'aide inspiratoire à 80%.

Les graphes suivants nous montrent les courbes des pressions et de l'Edi en mode PAV réglage à 50%, 80% (Figure 81 et 82). En mode PAV 80, la contraction de l'activité diaphragmatique Edi débute avec l'inspiration mais se termine quelques millisecondes avant la fin de l'inspiration.

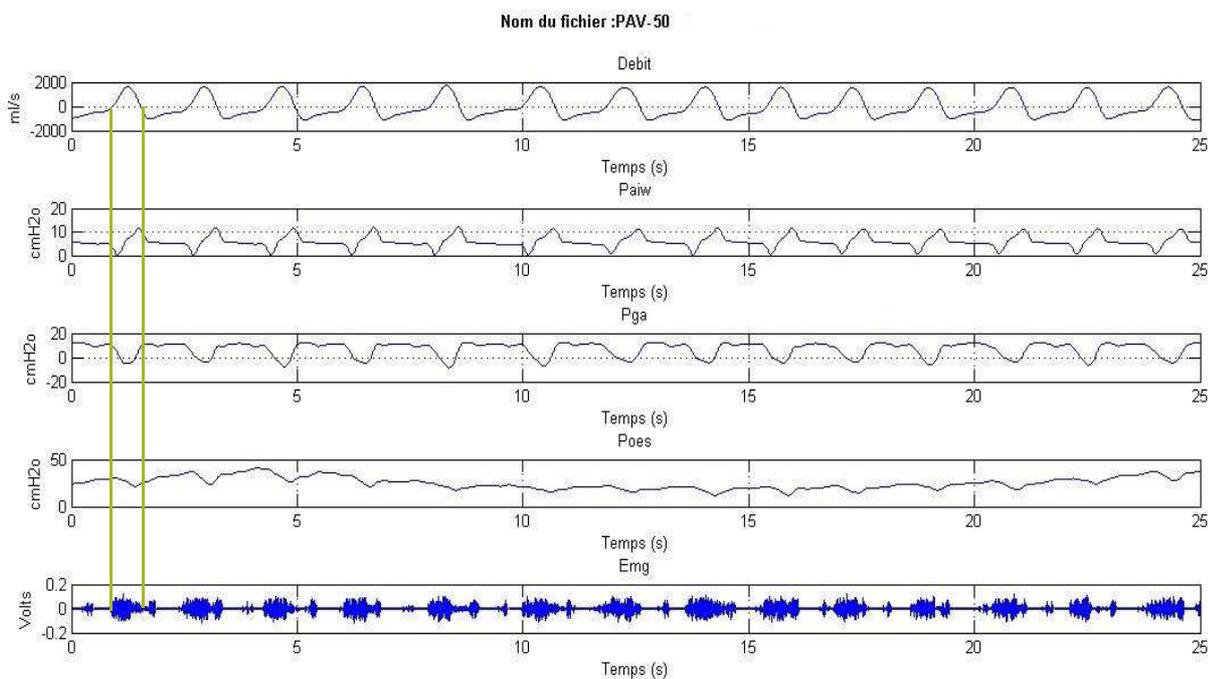


Figure 81 – Evolution des paramètres ventilatoires en mode d'aide ventilatoire proportionnel à 50%.

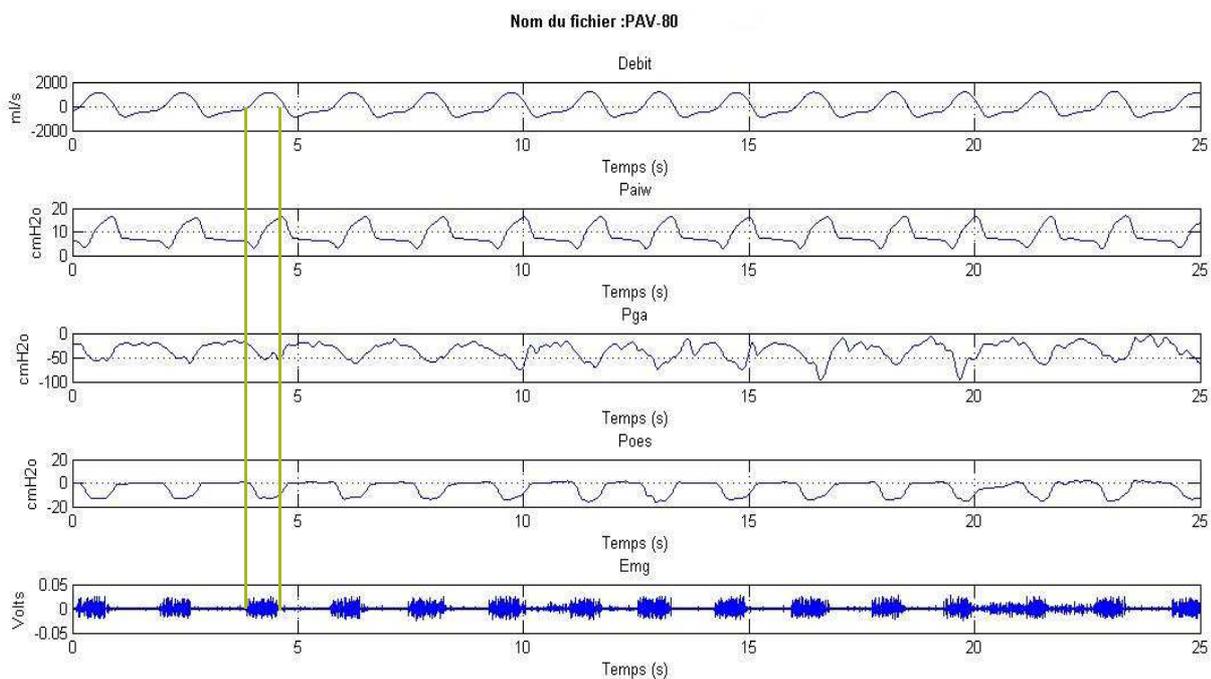


Figure 82 - Evolution des paramètres ventilatoires en mode d'aide ventilatoire proportionnel à 80%.

Dans le mode d'aide inspiratoire (AI), l'asynchronisme patient ventilateur est une source de charge de travail accrue et un manque de confort qui n'a pas résolu les problèmes. Il est théoriquement supposé que la ventilation d'assistance proportionnelle (PAV) permettrait une nette synchronisation en particulier la transition de l'inspiration à l'expiration non confirmé sur un modèle mathématique.

15. Article

Ci-après, l'article qui résume ces travaux et publié dans la revue Open Journal of Anesthesiology.

Référence :

Guy-Louis Morel⁴, Philippe Mahul¹, Marcelle Reche³, Jean Paul Viale², Christian Auboyer¹, André Geysant⁴, Frédéric Roche³, Jean-Claude Barthelemy³, Vincent Pichot³.
"Feasability and Interest of Continuous Diaphragmatic Fatigue Monitoring Using Wavelet Denoising in ICU and Anesthesia", The open Anesthesiology Journal, 2013, **7**, 37-4.

Feasibility and Interest of Continuous Diaphragmatic Fatigue Monitoring Using Wavelet Denoising in ICU and Anesthesia

Guy-Louis Morel⁴,* Philippe Mahul¹, Marcelle Reche³, Jean-Paul Viale², Christian Auboyer¹, André Geysant⁴, Frédéric Roche³, Jean-Claude Barthelemy³ and Vincent Pichot³

¹Intensive Care Unit, North Hospital, University Hospital, Saint-Etienne, PRES Lyon, France

²Surgical Intensive Care Unit, Croix-Rousse Hospital, University Hospital, PRES Lyon, France

³University North Hospital, Clinical and Exercise Physiology, and University Jean Monnet, EA4607, SNA-EPIS, PRES Lyon, France

⁴Exercise Physiology Laboratory, EA4338, and SNA-EPIS EA4607, University Jean Monnet, Saint-Etienne, PRES Lyon, France

Abstract: Measures of diaphragmatic electromyography (Edi), and respiratory mechanics, have demonstrated early changes before clinical complications. However, automatic Edi data collection is not adequate today due mainly to severe artefacts as well as to loss of signal. We thus intended to develop a new device with embedded artificial intelligence to optimize automatic Edi recordings independently of artefacts and of probe displacement.

We first chose the best mathematical tool to denoise Edi, using an established database, giving multiresolution wavelets as the best, resulting in the permanent availability of the H/L spectral index, a recognized representative of diaphragmatic fatigue. Fatigue was simultaneously measured using the classical mechanical f/V_t index (Rapid Shallow Breathing Index, RSBI), as well as the transdiaphragmatic pressure.

We then performed a comparison of real-time H/L and RSBI in a group of seven healthy volunteers, before and during midazolam sedation infusion 0.1 mg.kg^{-1} , with a parallel CPAP administration (2.5, 5.0, and 10 cm H_2O) intended to compensate for airways resistance due to midazolam. Procedure was ended by delivering the antagonistic flumazenil 0.2 to 0.5 mg.kg^{-1} . Progressive fatigue due to midazolam, the relief due to CPAP, as well as the answer to the antagonist flumazenil, were shown earlier by the H/L index than by the RSBI change.

Our new H/L monitoring device may greatly improve clinical follow-up of anesthetized patients as well as help to determine the optimal period for ventilatory weaning in ICU (Clinical Trials NCT00133939).

Keywords: Diaphragmatic fatigue, electromyography, respiratory assistance, wavelets denoising, ventilatory weaning.

1. INTRODUCTION

In ICU, the concept of ventilation weaning is a common and difficult problem to solve [1, 2]. The transition from full ventilation assistance, without any muscle solicitation, to spontaneous mobilization of respiratory muscles, is a difficult and dangerous step because the ability of the muscle to cope with ventilatory needs is not easy to establish [3] and early spontaneous ventilation may be unsafe [4, 5]. Conversely, a prolongation of unneeded ventilatory assistance may be source of additional complications.

To better identify the time of recovery, attempts to evaluate diaphragmatic fatigue were already performed [6-9], through various mathematical methods [10, 11], aiming at improving extraction of diaphragmatic EMG (Edi) signals, without however convincing results [12].

To answer that problematic, we first used an established database analysis built from patients recorded in ICU to compare different mathematical methods of Edi denoising, Edi being a complex signal affected by many concurrent electrical signals [13, 14]. Then, in another step, we added specific hardware and software to take into account the ventilatory movements which displace the diaphragmatic probe at each ventilatory cycle.

Secondly, the multiresolution wavelet analysis [15, 16] selected after that mathematical selection, was used to correlate with ventilatory parameters in a group of seven healthy

*Address correspondence to this author at the Exercise and Physiology Laboratory, CHU Nord, 42055 Saint-Etienne, France;
Tel: +33 477 828 300; Fax: +33 477 828 447;
E-mail: guy.morel@univ-st-etienne.fr

subjects during anesthesia to evaluate our Edi monitoring apparatus. In that clinical setting, we monitored real-time diaphragmatic electromyogram (Edi), airway pressure (Paw), transdiaphragmatic pressure (Pdi) [17, 18], respiratory flow (\dot{V}), tidal volume (Vt), breathing rate (f) and the so-called Rapid Shallow Breathing Index, f/Vt [19]. Edi measurement lead to several variables [20], particularly the ratio high over low frequencies (H/L) which was already described a pertinent representation of diaphragmatic fatigue, however without using real-time analysis, not available at that time [21]. The validation group used to assess the complete real-time monitoring hardware and software consisted in seven healthy subjects who were infused midazolam under ventilatory assistance [22].

2. THE TECHNICAL STUDY.

2.1. Subjects and Data from the ICU

The available ICU database included seven patients admitted for acute respiratory failure in the context of chronic obstructive pulmonary disease (COPD) [23].

Edi signal extraction was best performed using Multiresolution wavelets (MuRw) which correctly eliminated artefacts, particularly the ECG signal, and gave a favorable signal / noise (SNR) ratio, at no cost for the computational speed. The best pair of computational performances was given for MuRw with a SNR ratio 80.82 ± 4.04 dB and a CPU time 0.22 second between signal acquisition and result availability. Lifting wavelets (LiFw) gave similar results for SNR but with more inconstancy in the signal quality (78.35 ± 14.11 ; CPU time 0.168 second), and Morphological

Filter (MoFi) was about 5 times longer to compute (SNR 61.16 ± 3.73 ; CPU time 1.06 second).

2.2. Apparatus

The nasal introducer (20F, 6.675 mm diameter) was equipped distally with an Edi probe (8F) made of a silicon tube, 1200 millimeters length and 2,667 millimeters diameter, with 12 annular electrodes inserted on it each 10 millimeters from its distal end (Dräger Medical Electronics, Best, Netherlands), and with two piezoelectric pressure probes (MTC, Catheter F8 HD58, Full scale 400 cm H₂O) one for gastric (Pga) and the other for oesophageal pressure (Pes).

Two external sensors are connected to a Flesh pneumotachograph to measure continuously the respiratory flow (\dot{V} , Pressure sensor LCVR type (variable reluctance), 0-1000 cmH₂O, Celesco, Chatsworth, CA-USA), and the airway pressure (Paw, Pressure sensor SCX05DN, Sontortechneics-GmbH, Puchheim, Germany, full scale 350 cmH₂O), in order to estimate the strength of respiratory muscles. An electronic card zero crossing detectors, in-house developed hardware and software, measuring breathing rate and inspiratory and expiratory time was specifically developed.

The hardware (Fig. 1) contains five processors dedicated to Edi, Pes, Pga, Flow, and Paw signal processing respectively. A real-time automatic check is carried out to permanently identify the pair of Edi electrodes giving the best diaphragmatic signal (ARM RISC AVR processor, Atmel, San Jose, CA), through two multiplexers (Analog Device, Norwood, MA) which control one for electrodes 1 to 11 and the others for electrodes 2 to 12. The Edi bandwidth filters extend from 5 Hz to 1500Hz and the use of a galvanic input

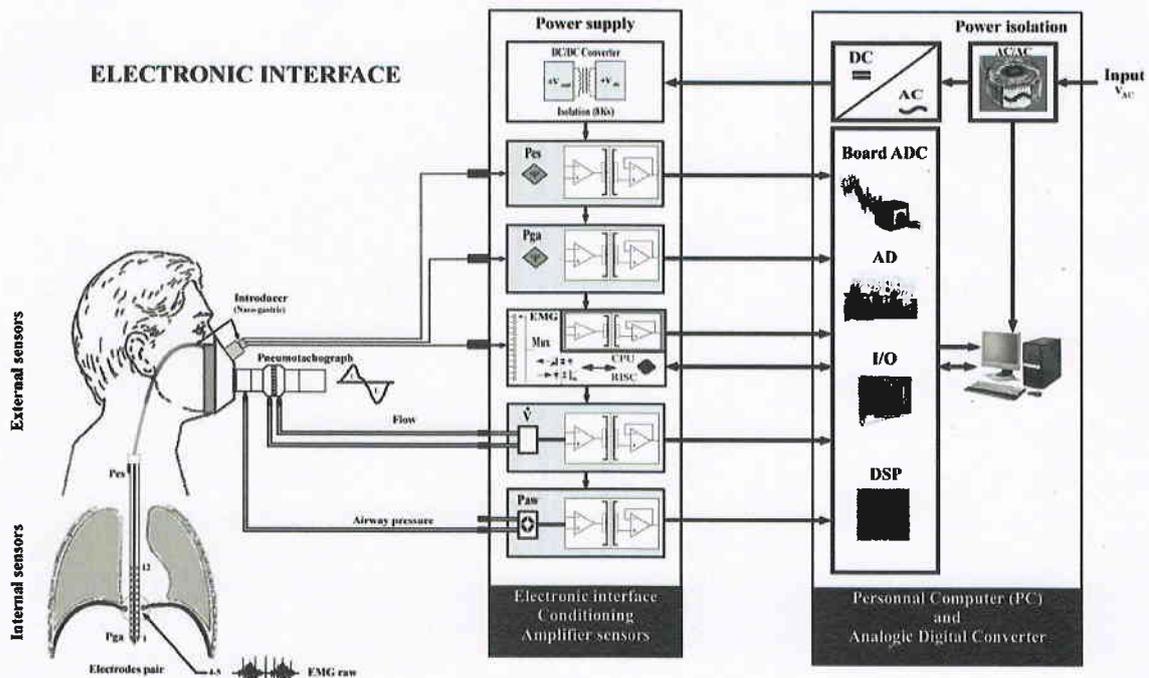


Fig. (1). Organization of internal sensors and of the electronic signal conditioning the four levels of the Internal sensors, Edi selector, Electronic interface, personal computer (ADC card). The data acquisition (ADC, DSP treatment) is performed through the Personal Computer (PC).

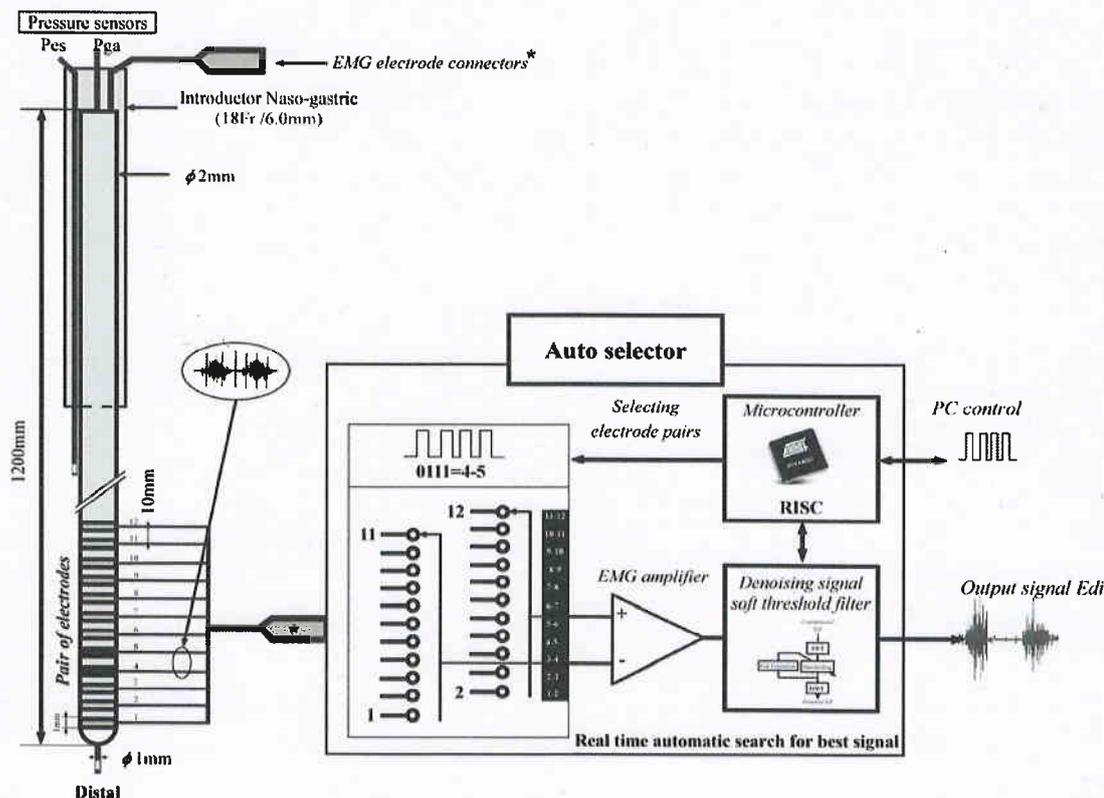


Fig. (2). Process of the treatment of internal and external signals, by an electronic interface selector Edi (RISC processor). The PC also drives the automatic diaphragmatic selector. The automatic selector allows to identify the best pair of electrodes. Initially, the pair 4-5 is located in front of diaphragmatic muscle. Then, the software compares all pairs. Each analysis is automatically sequentially proposed to the operator which can interfere with the automatic detection through a manual mode.

isolation amplifier (Analog Devices, Norwood, MA) is added for patient safety requirement (Fig. 2).

The A/D interface is a DAP 2400e/4, with 12 bits depth, and an overall sample rate of 312 KHz, which includes a CPU and a Digital Signal Processor (Microstar Laboratories, Bellevue, WA). The data acquisition processor combines analog data acquisition hardware with a 16 bits microprocessor, and a real-time multitasking operating system. All signals were acquired at a sampling frequency of 3 kHz per channel.

Dedicated software was elaborated, using Matlab (version R2010b, MathWorks, Natick, MA).

2.3. Mathematical Approach

The Edi signal is first specifically detected using equation (1).

$$\text{Signal } (s) \text{ on noise } (n) \text{ ratio } \frac{s^2}{n^2}(v) = \frac{P_{EMG(v)}^2}{P_{EMG(v)+noise}^2} \quad (1)$$

We evaluated three for Edi raw signal (Fig. 3 panel a) denoising, Multiresolution wavelet analysis (MuRw), Lifting scheme wavelet analysis (LiFw), and Morphological filter analysis (MöFi).

2.3.1. Multiresolution Wavelet Analysis (MuRw)

The MuRw analysis belongs to the space $L^2(\mathbb{R})$ of functions of one real variable continuous and square integral. Analysis to the resolution (j) of the function (f) contents per share will be a linear operator (a_j) on (f) such that $a_j f \in V_j$ (V_j is a subspace L^2 , a_j is a projector). Multiresolution analysis is constructed using the subspace V_j nested into each other; each transition from one to another is the result of a change of scale. The wavelet transform uses translations and dilations of a fixed function, the mother wavelet, to analyze the signal over the entire frequency range (dilation) and its duration (translation). The wavelet basis is generated by the equation 2:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

where a and b represents the dilatation and translation, with $a, b \in (\mathbb{R})$, and $a > 0$, $\Psi_{a,b}(t)$ is the family of wavelet generated by translation and dilatation $\Psi(t)$. The signal is then converted into a function of two variables as equation 3:

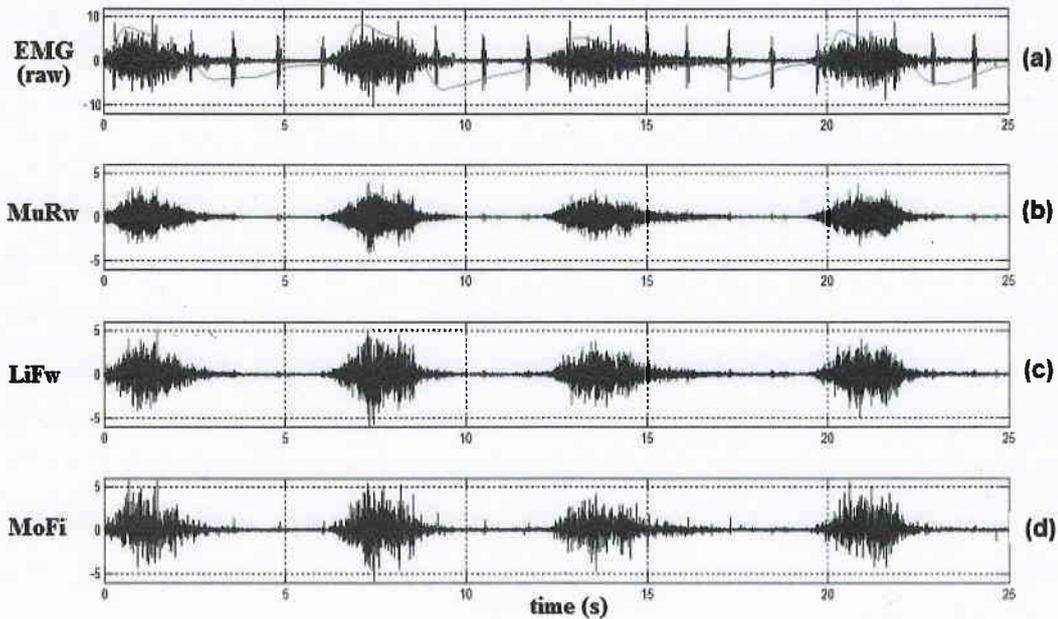


Fig. (3). Illustration of the results of the three denoising methods. (a) The EMG raw signal and the denoised signal using, (b) multiresolution wavelets analysis (MuRw), (c) new generation lifting (LiFw) wavelets and (d) morphologic filter (MoFi).

$$W_{(a,b)} = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{|(a)|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dx \tag{3}$$

For our transform, we use a signal that translates and dilates the wavelet discrete values according to coefficients a and b , which are discretized: $a = a_0^i$ and $b = j \times b_0 \times a_0^i$ ($a_0 > 1$ and $b_0 > 0 \in \mathbb{R}$, and $i, j \in \mathbb{Z}$). The wavelets are then defined by:

$$\Psi_{i,j}(x) = \frac{1}{\sqrt{a_0^i}} \psi \left(\frac{1}{a_0^i} x - j b_0 \right) \tag{4}$$

The multiresolution wavelet analysis was introduced by Mallat [16]. He demonstrated that the wavelet coefficients defined by the relation $W_{(a,b)} = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle$ can be calculated from a pyramid transform implementation using digital filters. The principle of the pyramid transform is to decompose the signal to be analyzed using a pair of conjugate quadrature filters. One of these filters provides the wavelet coefficient d , or detail, and the coefficients of the second provides the wavelet coefficients a , or approximation. The approximation is itself in turn decomposed by a second pair of filters, which together make up a pyramid of filters [24-26].

We use the multiresolution algorithm proposed by Mallat [16] to obtain approximation (a , equation 5), and details (d , equation 6), the original signal going through two filters, a high- and a low pass filter, using coefficients as follows. The wavelet analysis can thus be compared to an analysis in sub-band analysis.

$$a_n(n) = \sum_k h(2n-k) a_{m-1}(k) \tag{5}$$

$$d_n(n) = \sum_k g(2n-k) a_{m-1}(k) \tag{6}$$

To denoise MuRw Edi signal, the process follows three recursive consecutive steps, 1) decomposition of the raw signal to choose the depth, 2) application of the thresholding of the coefficients of the decomposition using a thresholding method, 3) Reconstruction of the signal.

The coefficients of each filter output are sampled by a factor 2 in order to meet the Shannon sampling theorem (output coefficients, details). The second step consists in thresholding the details by soft thresholding, which penalizes the coefficients. Oppositely to the classical approach for denoising, the approximation sub-band is set to zero, as it represents the ECG signal, and only the details are kept for further reconstruction of the signal.

The soft thresholding is performed [27-30], using the standard $Th = \sigma \sqrt{(2 \log_e N)}$ equation, where N is the number of sampling points of the signal and noise, σ , an estimate based on the median absolute deviation of the details at level 1. The details d coefficients are thresholded at each level of decomposition; the coefficients are set to zero. To improve the denoising, we chose to modify the threshold so that it takes into account the magnitude of detail. We take a threshold multi-scale $SURE Th_j$, (j =level) calculated by minimizing the risk estimate of scale (2_j) with the threshold (Th_j). The threshold is calculated as $Th = \sigma \sqrt{(2 \log_e N) - \log_e(\log(N))}$

That thresholding method was used in order to avoid introducing discontinuity in the reconstructed signal (equation 7).

$$a_{m-1}(k) = \sum_k h[2n-k]a_m(k) + \sum_k g[2n-k]d_m(k) \tag{7}$$

The reconstruction filters the signal is given by equation 8 and the results are illustrated in Fig. (3) panel b.

$$a_{m-1}(k) = \sum_k \tilde{h}[2n-k]a_m(k) + \sum_k \tilde{g}[2n-k]d_m(k) \tag{8}$$

2.3.2. Lifting scheme wavelet analysis (LiFw)

Lifting scheme or 2^d generation wavelet (LiFw), is an improved wavelet analysis [31, 32], recently introduced and based on a *Lazy Wavelet*, which separates the signal in even and odd samples, while being free of Fourier approach. The analysis follows three consecutive steps.

Firstly, the original signal (*x*) is decomposed (Lazy wavelet) as a polyphase matrix resulting in two bands (*x*) → (*x_{even}*, *x_{odd}*). The entries signal *x* = (*x_k*)_{*k* ∈ ℝ} (with *x_k* ∈ ℝ) is splitted in two disjoint sub-groups. That splitting determines a sub-sampling of the original signal, the two resulting sub-groups being closely correlated with *x_{even}* = (*x_k*)_{*k* ∈ ℝ} and *x_{odd}* = (*x_{2k+1}*)_{*k* ∈ ℝ}.

Secondly, a predict factor P (dual lifting) is applied (*x_e*, *x_o*) → (*x_e*, *d*), consisting in a high-pass filter and a sub-sampling of the signal (*x*). We thus record the difference, or details, as: *d* = *x_{even}* - P(*x_{odd}*), and we thus have the even data as *x_{even}* = P(*x_{odd}*) + *d*.

Thirdly, to correct the obtained low frequency signal, we update (U, primal lifting). The U operator allow to keep the main characteristics contained in the original signal using *s* = *x_{even}* + U(*d*). That step, denominated lifting step, (*x_e*, *d*) → (*s*, *d*), is invertible *x_{even}* = *s* - U(*d*), as was *s* and *d* (*x_e*, *d*) → (*s*, *d*).

Several advantages favor Lifting Wavelet against Multiresolution wavelet, as the possibility to have real-time analysis and the choice to change the mother wavelet during the course of the analysis. Whatever the wavelet used, the method consists in factorizing polyphase matrix in elementary steps. The number of steps may vary considerably according of the selected wavelet. The polyphase matrix calculation of an *h(z)* filter is given through the following equation 9 and equation 10:

$$h(z) = h_e(z^2) + z^{-1}h_o(z^2) \tag{9}$$

where *h_e* and *h_o* correspond to the components of the polyphase matrix.

$$h_e(z) = \sum_k h_2 z^{-k} \text{ and } h_o(z) = \sum_k h_{2k+1} z^{-k} \tag{10}$$

Similar relationships as those between equation (9) and (10) are used to take the *g(z)* high-pass filter into account. The use of synthesis filters *h(z)* and *g(z)* allows to construct the polyphase matrix (equation 11).

$$P(z) = \begin{pmatrix} h_e & g_e \\ h_o & g_o \end{pmatrix} \tag{11}$$

With the help of the perfect reconstruction condition $\tilde{P}(z^{-1})' P(z) = 1$, it becomes possible to deduct the polyphase matrix of analysis $\tilde{P}(z)$. The algorithm proposed by Daubechies and Sweldens [33] proceeds, for each *P(z)* and $\tilde{P}(z)$ matrix, to the extraction of the dual lifting step *t_i(z)* and of the primary lifting *s_i(z)*. The *t_i(z)* and *s_i(z)* are functions of Laurent. The predictor, P, is assessed from an odd sample giving an even sample, and conversely (equation 12), all along the signal.

$$P_z = \begin{pmatrix} \alpha_1 & 0 \\ 0 & \alpha_2 \end{pmatrix} \prod_{i=1}^m \begin{pmatrix} 1 & s_i(z) \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ t_i(z) & 1 \end{pmatrix} \tag{12}$$

where α_1 and α_2 are constants ($\neq 0$).

To rebuild the signal, we just need to perform the reverse of the Lifting Scheme transform. This consists in reversing the order of operations and the sign of operators. In our application, we selected orthogonal wavelets from Daubechies to apply the Lifting Scheme denoising method Edi signal. The results are illustrated in Fig. (3) panel c.

2.3.3. Morphological Filter Analysis (MoFi).

The morphological filter (MoFi) method is based on the theory of non-linear processing of information [34, 35]. The identity with a shape for opening for closing morphological fundamental structure is that of a full lattice. It is based on reference shape giving a signal analyzed as a binary yes/no operators (equations 13, 14, 15, 16). Usually used in image analysis, the method was adjusted to filter Edi signal, keeping an analysis with increasing size of the reference shapes. These results are illustrated in Fig. (3), panel d for the MoFi method.

$$E_{bin}(X) = \{x : B(x) \subseteq X\} \tag{13}$$

$$D_{Bin}(X) = \{x : B(x) \cap X \cap \emptyset\} \tag{14}$$

$$O_{bin}(X) = D_{Bin}(E_{Bin}(X)) \tag{15}$$

$$C_{Bin}(X) = E_{Bin}(D_{Bin}(X)) \tag{16}$$

with: E= erosion, D = dilatation, O=opening, C=closing, X= signal to study, and Bin= binary

Any increasing transformation (equation 17) and idempotente (equations 18) on a lattice defines a morphological filter [34, 36]. Idempotence means that an operation determines the same effect whether applied once or several times).

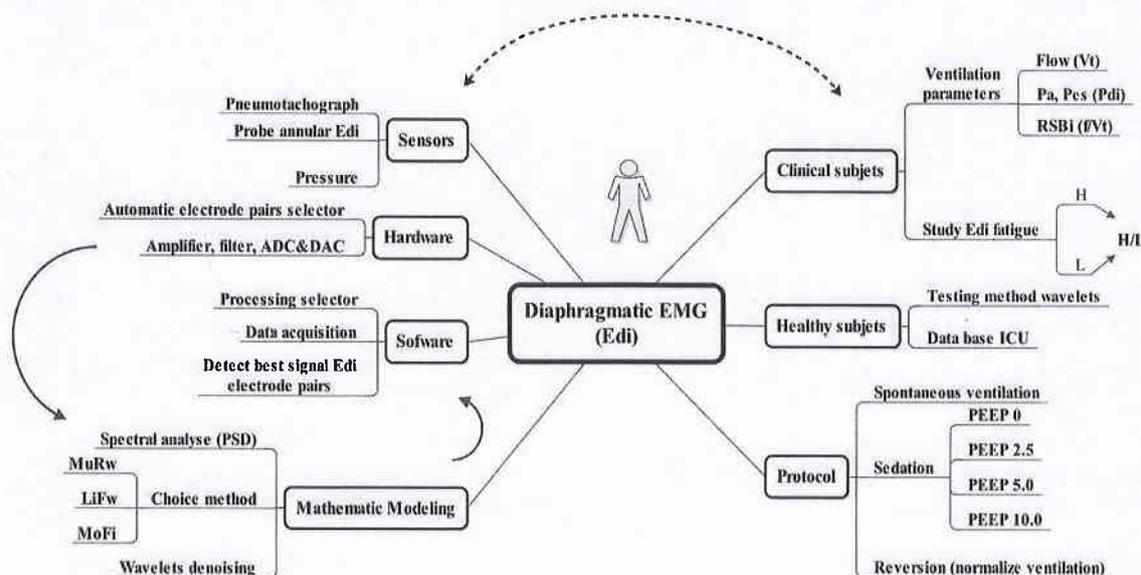


Fig. (4). Heuristic representation of the Diaphragmatic EMG (Edi) data treatment. On the left side are located the acquisition module and the mathematical evaluation while the clinical data are located on the right side.

$$(x \leq y) \Rightarrow \Phi(x) \leq \Phi(y) \tag{17}$$

$$\Phi_{(x)}(\Phi_{(x)}) = \Phi_{(x)} \tag{18}$$

with $\Phi : E \rightarrow E$. Morphological erosion and dilatation filters.

Two other operators are defined for opening and closing the procedure. The Opening is defined as: opening $_s(X) = \text{dilatation}_s(\text{erosion}_s(X))$, and the closing as : closing $_s(X) = \text{erosion}_s(\text{dilatation}_s(X))$ where s is a structuring factor. These two operations are dual by complementation, with s^* as a symmetric of s : opening $_{s^*}(X) = [\text{closing}_s(X^c)]^c$ et closing $_{s^*}(X) = [\text{opening}_s(X^c)]^c$. In our analysis, the noise reduction of opening and closing was compared to those of the two preceding methods used as:

$$\text{Edi} = \text{Edi}_{\text{raw}} - \text{closing}(\text{opening}(\text{Edi}_{\text{raw}}, \alpha))$$

where α : parameters of the filter.

2.3.4. Choice of the Mathematical Method

Amongst the three denoising methods evaluated, MuRw appears as the most performing method due to the combination of the resulting signal/noise ratio and speed of computing, without compromise on the stability of artifact rejection and the associated real-time visual display. The quality of that mathematical approach allows a precise measurement of Edi frequency parameters, and particularly of the H/L ratio.

The power spectral density (PSD) [37] is calculated from the denoised signal, allowing quantification of diaphragmatic fatigue. High, 130-250 Hz, and low, 30-50 Hz, frequencies are calculated so as to establish the H/L ratio, from equation 19.

$$\frac{H}{L} = \frac{\int_{130}^{250} PSD(f) df}{\int_{30}^{50} PSD(f) df} \tag{19}$$

The apparatus, the mathematical modeling, and the following clinical evaluation are all part of an heuristic model dedicated to Diaphragmatic activity monitoring (Fig. 4).

3. THE CLINICAL STUDY

3.1. Methods

3.1.1. The Real-time Study Subjects

A group of seven healthy male volunteers subjects free of any clinical abnormalities aged 34 ± 16 years; 67 ± 15 kg; 1.76 ± 0.8 m, was included after they signed an informed consent. The study (Clinical Trials ID NCT00133939) was approved by the University Hospital and the IRB-IEC (CCP Sud Est 1, Rhône-Alpes France) as well as by the French Health Authority Product Safety Agency (AFSSAPS).

Each subject had a 12-hour stay in the hospital, the first 2 hours for the experiment, and the last 10 hours for medical monitoring. The subject received first a venous catheter for drug delivery. Then the probes were placed, after local mucosae nasal anesthesia through Lidocaine spray, using the same introducer, in gastric position for electrodiaphragmatic monitoring, and in the oesophagus and in the stomach for transdiaphragmatic pressure. The facial pneumotachograph was then placed to monitor ventilatory flow and airway pressure. The first measures performed in ambient air serve as references values.

Midazolam infusion was induced by an anaesthesiologist who monitored the subjects all along the protocol. The protocol (Fig. 5) was performed in a labelled pharmacological research clinical setting. Physiological measures lasted 40 minutes. A first measurement was performed before any drug administration, during the first 10 minutes. Midazolam induces an increase in airway resistance, due to central ventilatory sedation and peripheral decrease of muscular activity.

Table 1. Average Values of the Parameters Mechanicals and Electric Parameters Ventilatoire During the Three Periods (Basal, Sedation, Reversion), as mean (SD). An the Group of Seven Healthy Subjects

Parameters	Control	Infusion				Waking
	Basal (SD)	Sedation (Midazolam)				Reversion (Flumazenil)
		Peep 0	Peep 2.5	Peep 5.0	Peep 10	
Vt (l)	0.273 (0.018)	0.166 (0.012)	0.213 (0.028)	0.190 (0.020)	0.250 (0.027)	0.193 (0.007)
Vt/Ti (l.s ⁻¹)	0.168 (0.087)	0.237 (0.031)	0.159 (0.035)	0.117 (0.011)	0.174 (0.021)	0.115 (0.005)
f/Vt (B.l.mn ⁻¹)	51.5 (5.0)	140.3 (5.5)	146.3 (8.7)	138.2 (6.7)	122.8 (7.4)	92.8 (3.6)
Pga (cmH ₂ O)	3.3 (1.9)	2.3 (1.3)	2.6 (1.4)	2.4 (1.2)	2.4 (1.1)	3.6 (1.9)
Pes (cmH ₂ O)	-4.9 (2.1)	-20.7 (9.5)	-16.1 (7.6)	-9.9 (1.8)	-7.8 (4.1)	-5.4 (0.9)
Pga/Pes	0.8 (0.7)	0.11 (0.04)	0.17 (0.1)	0.24 (0.1)	0.33 (0.2)	0.71 (0.5)
Pdi (cmH ₂ O)	8.21 (3.20)	23.0 (1.00)	18.69 (1.27)	12.31 (4.88)	10.19 (4.82)	9.01 (1.50)
H/L	0.933 (0.005)	0.710 (0.011)	0.691 (0.086)	0.724 (0.004)	0.809 (0.007)	0.877 (0.005)
Edi (v)	0.109 (0.057)	0.268 (0.093)	0.258 (0.148)	0.218 (0.135)	0.154 (0.098)	0.106 (0.045)
Pdi/Edi (cmH ₂ O ^{-v})	98.9 (66.7)	111.8 (86.8)	135.8 (169.7)	89.6 (67)	105.1 (77)	110.7 (74)

This was progressively counteracted by increasing levels of continuous positive airway pressure (CPAP) set at successive positive end-expiratory pressure (PEEP) levels of 0.0, 2.5, 5.0, and 10.0 cm H₂O, each CPAP level being applied for five minutes. The last measurement was performed during the first 10 minutes following flumazenil administration. Recovery under monitoring lasted 10 hours, i.e. four half-life of midazolam.

3.1.2. Measurement Procedure

The sensors were initially set to zero against the atmosphere pressure. Ventilatory flow was measured through an external pneumotachograph. The ventilatory flow (\dot{V}) was used as a time reference for synchronization of other signals. Calculated ventilatory parameters were i) tidal volume (Vt), ii) ventilatory frequency (f) and iii) their ratio (f/Vt) also known as Rapid Shallow Breathing index (RSBI) [38], with a RSBI value below 105 being considered as normal, iv) inspiratory duration (Ti). The ratio f/Vt (RSBI) representing the strength of inspiratory activity is a recognized predictive indicator of weaning.

Oesophageal (Pes) and gastric (Pga) pressure, respectively measured above and below the diaphragmatic muscle allowed the transdiaphragmatic (Pdi) pressure to be calculated as Pga-Pes.

Diaphragmatic fatigue was measured through measurement of Pdi, RSBI, and Edi variables during the inspiration phase.

3.1.3. Statistical Analysis

Methods of diaphragmatic electrical analysis were compared for their signal/noise ratio and computing time using paired t-test. An analysis of variance (ANOVA) for repeated measurements was performed to compare the variations of the clinical parameters during the consecutive sedation periods, and a Fisher's test was applied when required. We compared two types of parameters, the mechanical (Vt, RSBI, Pdi), and the diaphragmatic electrical (Edi, H/L) parameters. Inspiration duration, Ti, was also measured. Comparisons were significant at the p 0.05 level.

3.2. Results for the Clinical Validation Study

The time duration of probes installation was about 15 minutes.

Following midazolam infusion the diaphragmatic muscle turns an intense low frequency, activity with an H/L ratio which decreases sharply. The muscle activity fights against an increased airway resistance. Accordingly, Vt decreases and thus the f/Vt (RSBI) increases dramatically. Interestingly, there is thus a contrast between the increase in the

filtered electrical diaphragmatic signal and the decrease in the H/L ratio of the same muscle. The Pes is suddenly decreased from -4.9 to -20.7 cmH₂O, due to airway resistance increase, which indicates that, at that time, the diaphragmatic muscle is highly solicited and is still able to create a strong depression (Table 1). The Pdi evolution is exactly in mirror of Pes evolution (Fig. 6). At the same time, Vt decreases significantly, giving an increased f/Vt (Table 1).

In response to increasing CPAP compensation for the airway resistance induced by midazolam, the H/L ratio is progressively corrected, and reach a significant level of correction for a 10 cmH₂O CPAP value (Fig. 6, Table 1, 2). Edi is progressively corrected as well. In response to that increase in CPAP compensation, Pdi returns progressively to basal value (Table 2) with a significant change for 10 cmH₂O CPAP value. AT the same time, f/Vt (RSBI) presents a progressive correction decrease which becomes also

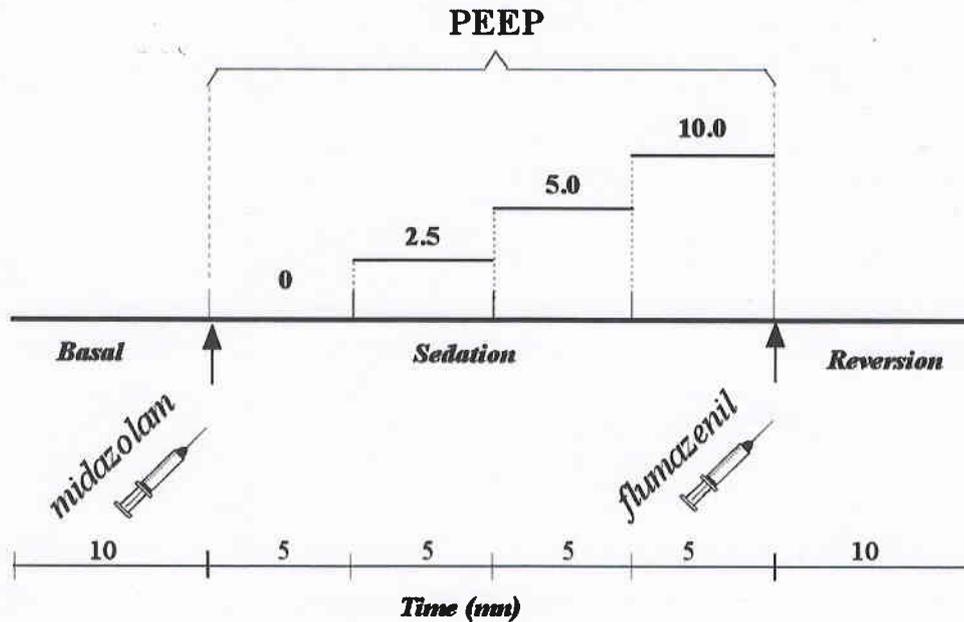


Fig. (5). Midazolam infusion protocol. The Basal phase was the phase of pre-midazolam infusion data assessment. The Sedation phase was the period under midazolam, which included increasing CPAP stages. The Recovery period was induced by flumazenil.

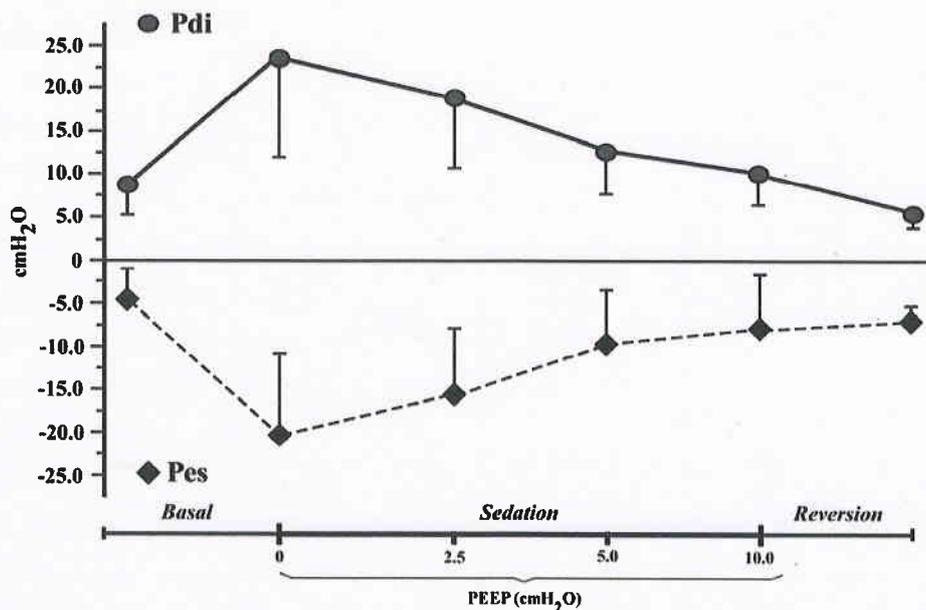


Fig. (6). Pressure Pes and Pdi (Pdi=Pga-Pes), evolution in response to Midazolam administration with various increasing PEEP. Of note the severe decrease in Pes under Midazolam without PEEP. The increase in PEEP corrects progressively for Pes. Pdi, abruptly elevated, normalizes progressively with increasing PEEP administration.

Table 2. Represents the Variations of Parameters at Each Stage of the Study; Vt (Tidal Volume); Vt/Ti (Tidal Volume/Inspiratory Duration); Pdi (Transdiaphragmatic Pressure); f/Vt (Respiratory Frequency / Tidal/Volume); H/L (High / Low Frequency); Edi (Electromyogram Diaphragmatic Voltage). *: p<0.05; **: p<0.01; ***: p<0.001.

Vt						f/Vt					
Phase	Basal	Peep 0	Peep 2.5	Peep 5.0	Peep 10	Phase	Basal	Peep 0	Peep 2.5	Peep 5.0	Peep 10
Peep 0	***					Peep 0	***				
Peep 2.5	***	**				Peep 2.5	***				
Peep 5	***					Peep 5	***				
Peep 10	***	***	**	***		Peep 10	***	**	***	**	
Flumazenil	***				***	Flumazenil	***	***	***	***	***
Vt/Ti						H/L					
Peep 0	***					Peep 0	***				
Peep 2.5	***	**				Peep 2.5	***				
Peep 5	***		*			Peep 5	***				
Peep 10	***	***	***	***		Peep 10	***	***	***	***	
Flumazenil	***		*		***	Flumazenil	***	***	***	***	***
Pdi						Edi					
Peep 0	***					Peep 0	***				
Peep 2.5	***	***				Peep 2.5	***	*			
Peep 5	**		***			Peep 5	***	***	***		
Peep 10		***	***	***		Peep 10	***		***	***	
Flumazenil		***	***		**	Flumazenil	**	***		***	**

significant for the same 10 cmH₂O CPAP value.

Due to a short post-flumazenil monitoring period, values did not return to their basal value during the recorded recovery period. This is true for H/L, as well as for f/Vt (RSBI) [19].

The signals of muscular diaphragmatic fatigue occurred at different times of the procedure as, during sedation but before PEEP intervention, as H/L change occurred about one minute before those of f/Vt (RSBI). Similarly, the H/L 50% decrease was reached approximately three minutes before the achievement of the admitted significant f/Vt (RSBI) threshold, 105 ml⁻¹.s⁻¹. During waking, H/L was normalized at 80% of its reference value in less than two minutes while f/Vt (RSBI) was normalized later, after more than one minutes, as already shown (Fig. 7).

4. DISCUSSION

The improvement brought by our monitoring system over previous diagnosis tools, is the benefits of a performing real-time monitoring due to implementation in one simple device of both well selected mathematical method added to a real-time automatic selection of the best raw Edi signal, allowing an easy clinical use [39, 40].

The final choice of MuRw [24, 41] comes from its constant ability to present a low signal/noise ratio, contrary to

LiFw [42-44], as well as to its ability to be used in a simple microchip controller. This low dispersion of MuRw SNR comes probably from the fact that it works on reals while LiFw uses integers giving a higher reproducibility of details than LiFw. The constant ability of MuRw to control for noise is brought at the price of a slightly slower process than LiFw, although not significantly different [36], while MoFi determines a CPU time five times longer.

A prerequisite to a good Edi measurement was a good initial position of the diaphragmatic probe, which was guided by the algorithm selecting automatically and constantly the best Edi electrodes pairs. All the subjects kept the probe in position giving good measurements all along the procedure.

Our apparatus allowed us to confirm that, in healthy subjects, the H/L ratio of the diaphragmatic muscle activity, given the clinically established threshold of 0.80 [4], is the most significant variable to warn the anesthesiologist about diaphragmatic fatigue during the midazolam sedation. Furthermore, the warning comes minutes in advance on the f/Vt values alteration. Through the H/L diaphragmatic ratio, we thus made possible the real-time recognition of the first phase of respiratory distress, which is considered as highly reversible. Diagnosed later, the ventilatory fatigue, less reversible, would eventually need emergency ventilatory assistance [4, 5, 9]. This makes of real-time Edi frequential

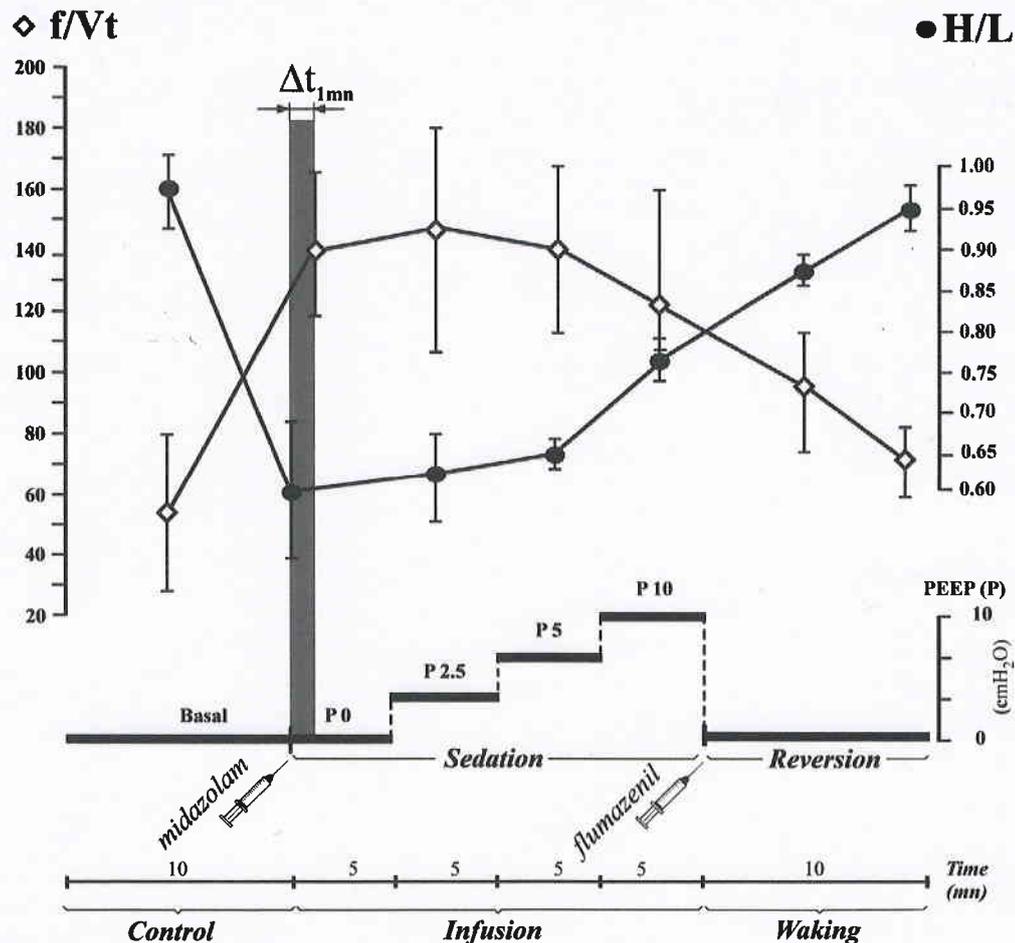


Fig. (7). Results of f/Vt (mechanical parameters) and H/L (electrical parameters) measurements during the three phases of the protocol. Vertical bars are SD. It is clearly shown that midazolam infusion determines, in a shorter time than the f/Vt increase, a sharp H/L decrease almost compensated by the 10 cm H₂O PEEP.

analysis a potential tool that may help to improve the therapeutic strategies in anesthesia and reanimation.

Our works confirm the previous observation of an initial decrease of H/L ratio before the occurrence of an increase in ventilatory frequency, changes which however were not measured in real-time [6, 7, 45]. Our data confirm these works and adds real time H/L parameter, while keeping available real time RSBI (f/Vt) measurement, an already recognized parameter [19]. Another analysis of Edi showed also that adding increasing mechanical inspiratory assistance in intubated patients corrected progressively the H/L parameter [4, 5], underlining also the interest in real time H/L assessment to assess the results of an intervention, while these works did not performed real-time measurements. The interest in real-time monitoring is further reinforced by the steep decrease in H/L from 0.80 to 0.45 observed a few minutes after midazolam infusion, well before the appearance of clinical signs of distress.

Interestingly, we observed that the diaphragmatic H/L activity decrease preceded the variations of the ventilatory parameter f/Vt (RSBI) increase, which is known to represent the ventilatory central control response, both being signifi-

cantly altered by midazolam infusion. H/L decrease may be an earlier marker of central ventilatory command. The other ventilatory parameters as Vt and ventilatory pressure are known for their instability, due to mechanical artefacts as well as the probes errors due to breathing water vapor. Also, the significance of f/Vt (RSBI) may be altered in some conditions, as when ventilatory parameters may be imposed during prolonged periods of time, making the diaphragmatic electrical activity measurement the only remaining variable available to assess ventilatory fatigue [46-48].

CPAP was evaluated in that context to quantify the benefit brought by reopening the induced midazolam infusion airways constriction. The benefits are mediated through an increase in functional residual capacity, and a decrease in residual volume which increases alveolar recruitment, leading to a diaphragmatic relief. We did not use a CPAP above ten centimeters H₂O, higher values being estimated deleterious. CPAP makes of H/L a parameter of choice as, in response to that intervention, P_{di} values are difficult to ascertain.

The identification of the optimal time for weaning of ventilatory assistance may be the most significant benefit of

real-time diaphragmatic muscle activity monitoring [1, 49, 50]. As a matter of fact, it is not rare that patients have to be re-intubated soon after a premature extubation. Diaphragmatic electrical activity assessment may thus be of particular interest in that setting. On the contrary, late extubation may lead to an increased risk of complications related to the ICU environment and also, eventually, to a greater diaphragmatic deconditioning [51, 52].

Beyond its interest as an indicator for weaning, diaphragmatic muscle electrical activity measurement may also have an interest to simply evaluate diaphragmatic fatigue, as during a midazolam course or in any other clinical settings [53]. Due to the impact of ventilation fatigue in many clinical settings, the technique may be applied in fields such as surgery [54, 55], particularly in post-operative settings where the presence of a previous ventilatory pathology (COPD, emphysema, phrenic paralysis) may increase the risk, in medicine, particularly in muscular diseases (myasthenia, myopathy, dystrophy, amyotrophic lateral sclerosis), in ventilatory rehabilitation, in sports medicine, and eventually in other clinical domains where other muscles may benefit from a similar monitoring as childbirth (uterine EMG), and urology monitoring (enuresis).

In patients under long-term artificial ventilation, the knowledge of H/L [4] may thus participate of the strategy, preventing premature discontinuation or delayed decision of ventilatory assistance, as well as eventually adjustment of ventilation parameters. In anesthesia, this may lead to take in account the diaphragmatic fatigue, with a possible compensation of that specific ventilatory impairment. In all conditions, the steady integrated real-time MuRw signal processing applied to no invasive diaphragmatic monitoring through a dedicated probe may prove its efficiency, highlighting the predominant interest of the H/L ratio parameter in the evidence based clinical decision making.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors are grateful to A. Boyer, Professor of Mathematics and Signal Processing, Saint Etienne, France, for his thorough review and the many helpful suggestions.

CONFLICT OF INTEREST

We declare that we have no conflict of interest.

Clinical Trials ID NCT00133939.

REFERENCES

- [1] Mancebo J. Weaning from mechanical ventilation. *Eur Respir J* 1996; 9: 1923-31.
- [2] Demoule A. Exploration de la fonction des muscles respiratoires en réanimation. *Rev Mal Respir* 2005; 22: 2S86-2S99.
- [3] Laghi F, Jubran A, Topeli A, *et al*. Effect of lung volume reduction surgery on neuromechanical coupling of the diaphragm. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157: 475-83.
- [4] Roussos CS, Macklem PT. Diaphragmatic fatigue in man. *J Appl Physiol* 1977; 43: 189-97.
- [5] Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1989; 139: 513-21.
- [6] Gross D. Electromyogram pattern of diaphragmatic fatigue. *J Appl Physiol* 1979; 46: 1-7.
- [7] Bellemare F, Grassino A. Evaluation of human diaphragm fatigue. *J Appl Physiol* 1982; 53: 1196-206.
- [8] Ward ME, Eidelman D, Stubbing DG, Bellemare F, Macklem PT. Respiratory sensation and pattern of respiratory muscle activation during diaphragm fatigue. *J Appl Physiol* 1988; 65: 2181-9.
- [9] Cohen CA, Zigelbaum G, Gross D, Roussos C, Macklem PT. Clinical manifestations of inspiratory muscle fatigue. *Am J Med* 1982; 73: 308-16.
- [10] Raouf K, Gumery PY, Quezel G, Levy P. Filtering of non-stationary electromyographic signals of respiratory muscles. *ITBM* 1992; 13: 77-89.
- [11] Beck J, Sinderby C, Lindström L, Grassino A. Effects of lung volume on diaphragm EMG signal strength during voluntary contractions. *J Appl Physiol* 1998; 85: 1123-34.
- [12] Zhan C, Yeung LF, Yang Z. A wavelet-based adaptive filter for removing ECG interference in EMGdi signals. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 542-9.
- [13] Zhang X, Wang Y, Han RPS. Wavelet transform theory and its application in EMG signal processing. *IEEE Trans Signal Process* 2010; 2234-8.
- [14] Choujun Z, Lam Fat Y, Zhi Y. A wavelet-based adaptive filter for removing ECG interference in EMGdi signals. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 542-9.
- [15] Vetterli M. Multidimensional subband coding: some theory and algorithms. *Signal Processing* 1984; 6: 97-112.
- [16] Mallat S. A theory for multi-resolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1989; 11: 674-93.
- [17] Laporta D, Grassino A. Assessment of transdiaphragmatic pressure in humans. *J Appl Physiol* 1985; 58: 1469-76.
- [18] Hamnegard CH, Wragg S, Mills G, *et al*. The effect of lung volume on transdiaphragmatic pressure. *Eur Respir J* 1995; 8: 1532-6.
- [19] Lee KH, Hui KP, Chan TB, Tan WC, Lim TK. Rapid shallow breathing (frequency-tidal volume ratio) did not predict extubation outcome. *Chest* 1994; 105: 540-3.
- [20] Sieck GC, Mazar A, Belman MJ. Changes in diaphragmatic EMG spectra during hyperpneic loads. *Respir Physiol* 1985; 61: 137-52.
- [21] Aldrich TK, Adams JM, Arora NS, Rochester DF. Power spectral analysis of the diaphragm electromyogram. *J Appl Physiol* 1983; 54: 1579-84.
- [22] Merckenburg JS, Mapleson W. Ventilatory assistance and respiratory muscle activity. Interaction in healthy volunteers. *Br Anaesth* 1998; 80: 422-33.
- [23] Viale JP, Duperré S, Mahul P, *et al*. Time course evolution of ventilatory responses to inspiratory unloading in patients. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157: 428-34.
- [24] Mallat S. Characterization of Signals from Multiscale Edges. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1992; 14: 891-6.
- [25] Meyer Y, Roques S. Proceedings of the International Conference on Wavelets and Applications. International Conference on Wavelets and Applications; Toulouse: Editions Frontières; 1993. p. 785.
- [26] Daubechies I. The wavelet transform, time-frequency localization and signal analysis. *IEEE Trans* 1990; 36: 961-1005.
- [27] Donoho DL, Johnstone IM. Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage. *Biometrika* 1994; 81: 425-55.
- [28] Donoho DL, Johnstone IM. Minimax estimation via wavelet shrinkage. *Ann Stat* 1998; 26: 879-921.
- [29] Coifman R, Donoho DL. Translation-Invariant De-Noising. *Springer Lect Notes Stat* 1995; 103: 125-50.
- [30] Donoho DL. De-noising by soft-thresholding. *IEEE Trans* 1995; 41: 613-27.
- [31] Sweldens W. The lifting scheme: A custom-design construction of biorthogonal wavelets. *Appl Comput Harmon Anal* 1996; 3: 186-200.
- [32] Sweldens W. The lifting scheme: A construction of second generation wavelets. *SIAM J Math Anal* 1997; 29: 511-46.
- [33] Daubechies I, Sweldens W. Factoring Wavelet Transforms into Lifting Steps. *J Fourier Anal Appl* 1998; 4: 247-69.
- [34] Matheron G, Serra J, Ed. Strong filters and connectivity. New York: Academic Press 1988.
- [35] Serra J. Introduction to mathematical morphology. *Comput Vis Graph Imag Process* 1986: 283-305.

- [36] Serra J, Vincent L. An overview of morphological filtering. *Circuits Syst Signal Process* 1992; 11: 47-108.
- [37] Welch PD. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, Modified periodograms. *IEEE Trans Acoust* 1967; 15: 70-3.
- [38] Yang KL, Tobin MJ. A prospective study of indexes predicting the outcome of trials of weaning from mechanical ventilation. *N Engl J Med* 1991; 324: 1445-50.
- [39] Stulen FB, De Luca CJ. Muscle fatigue monitor: A noninvasive device for observing localized muscular fatigue. *IEEE Trans* 1982; 29: 760-8.
- [40] Morel GL, Mahul P, Reche M, *et al.* Real-time diaphragmatic electromyogram denoising using wavelet in intensive care unit and anesthesia. *Fundamental & Clinical Pharmacology*. In: Bousquet P Pathak A, Eds. 17th Annual Meeting of French Society of Pharmacology and Therapeutics, the 80th Annual Meeting of Society of Physiology, the 34th Pharmacology Meeting, the 14th APNET Seminar and 11th CHU CIC Meeting; Angers, France: John Wiley & Sons Ltd; 22-24 April 2013. p. 86.
- [41] Daubechies I. Orthonormal bases of compactly supported wavelets. *Commun in Pur Appl Math* 1988; 41: 909-96.
- [42] Sweldens W. The lifting scheme: A construction of second generation wavelets. *SIAM J Math Anal* 1988; 29: 511-46.
- [43] Trappe WK, Liu KJR. Denoising *via* adaptive lifting schemes. *Proc SPIE* 2000; 4119: 302-12.
- [44] Olkkonen H, Pesola P, Olkkonen JT. Efficient lifting wavelet transform for microprocessor and VLSI applications. *IEEE Xplore* 2005; 12: 120-2.
- [45] Vassilakopoulos T, Zakyntinos S, Roussos C. Respiratory muscles and weaning failure. *Eur Respir J* 1996; 9: 2383-400.
- [46] Lessa F, Paes C, M. Tonella R, Araújo S. Comparison of the rapid shallow breathing index (RSBI) calculated under direct and indirect form on the postoperative period of cardiac surgery. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14: 503-9.
- [47] Mauo-Ying B, You Shuei L, Huei-Guan S, *et al.* Rapid shallow breathing index and its predictive accuracy measured under five different ventilatory strategies in the same patient group. *Chin J Physiol* 2010; 53: 1-10.
- [48] Smith-Blair N. Mechanisms of diaphragm fatigue. *AACN Adv Crit Care* 2002;13: 307-19.
- [49] Boles J-M, Connors A, Herridge M, *et al.* Weaning from mechanical ventilation. *Eur Respir J* 2007; 29: 1033-56.
- [50] Laghi F, Cattapan S, Jubran A, *et al.* Is Weaning failure caused by low-frequency fatigue of the diaphragm? *Am J Respir Crit Care Med* 2003;167: 120-7.
- [51] Sinderby C, Beck J, Spahija J, Weinberg J, Grassin A. Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease. *J Appl Physiol* 1998; 85: 2146-58.
- [52] Ming Luo Y, Moxhan J, Polkey M. Diaphragm electromyography using an oesophageal catheter: current concepts. *Clin Sci* 2008;115: 233-44.
- [53] Sinderby CA, Beck JC, Lindström LH, Grassino AE. Enhancement of signal quality in esophageal recordings of diaphragm EMG. *J Appl Physiol* 1997; 82: 1370-7.
- [54] Dureuil B, Viures N, Cantineau J, Aubier M, Desmots J. Diaphragmatic contractility after upper abdominal surgery. *J Appl Physiol* 1986; 61: 1775-80.
- [55] Pansard J, Mankikian B, Bertrand M, Kieffer E, Clergue F, Viars P. Effects of thoracic extradural block on diaphragmatic electrical activity and contractility after upper abdominal surgery. *Anesthesiology* 1993;78: 63-71.

Received: August 29, 2013

Revised: September 26, 2013

Accepted: September 30, 2013

© Morel *et al.*; Licensee Bentham Open.This is an open access article licensed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted, non-commercial use, distribution and reproduction in any medium, provided the work is properly cited.

16. Discussion

La fatigue musculaire est un élément important de la physiologie. Sa mesure globale lors des épreuves d'effort est importante. Cependant la mesure de la fatigue des muscles séparés s'avère également d'intérêt.

La mesure d'un muscle isolé peut se réaliser par des approches biologiques sur des biopsies, des mesures d'ATP in vivo pendant l'effort, mais aussi des épreuves de force spécifiques de ce muscle. Une autre approche est de caractériser l'activité électrique de ce muscle. Cette caractérisation doit faire appel à des mesures sophistiquées avec en particulier le besoin de séparer l'activité électrique musculaire des autres activités électriques. L'activité électrique cardiaque est souvent un obstacle majeur. Dans ce travail nous avons ciblé un muscle particulier connu pour sa résistance à la fatigue, le diaphragme, et des méthodes de filtrage des activités électriques parasites. Nous avons pu également isoler correctement l'activité électrique du diaphragme des activités électriques superposées. Par ailleurs l'activité électrique du diaphragme obtenue, a pu faire l'objet d'analyses spécifiques préférentielles qui amènent des indices de fatigue utilisables en médecine. Des extensions deviennent possibles dans de nombreux domaines de l'exercice physique. Les limites de notre travail résident dans le faible nombre de sujets inclus. Cependant il faut noter la lourdeur des protocoles, la durée de fabrication des cartes électroniques, et le temps nécessaire à l'analyse des résultats à partir des enregistrements des valeurs brutes auxquelles ont été appliquées de nombreux traitements mathématiques en chaîne.

La limite réside aussi dans la capacité du PC réalisant l'acquisition et le traitement des données. La miniaturisation sera envisagée dans le cadre de mesure de la fatigue dans d'autres publications. L'intérêt de cette nouvelle approche réside aussi dans une analyse en temps réel qui pourrait s'avérer très utile. Si la première application semble être l'anesthésie et la réanimation, d'autres groupes de sujets pourraient en bénéficier. Ainsi l'analyse mathématique du signal par ondelettes apporte un plus à la lecture des signaux physiologiques en permettant de les séparer et de les quantifier. Notre approche a démontré la faisabilité de la méthode utilisée après son débruitage et le traitement du signal facilité par celle-ci. De nombreux champs d'application sont envisageables : muscles moteurs, muscle intercostaux avec des approches cliniques dans le sport en réentraînement, le vieillissement (sarcopénie) et les myopathies en particulier en réanimation. Les limites de notre étude sont l'absence de protocole de réentraînement qui pourrait faire l'objet dans les maladies chroniques avant et après entraînement. Une autre limite est l'encombrement de l'appareillage qui demande une approche de miniaturisation. Enfin le recueil des données pose le problème des électrodes adaptées à chaque cas clinique.

17. Conclusion

Le but initial proposé a abouti avec des mesures possibles suivant des choix algorithmiques et du développement matériel. Il faut souligner la vision qui a su proposer l'écriture d'une Thèse sur le sujet d'intérêt.

Les étapes de ce travail, nombreuses, ont toutes fait appel à des expertises de haut niveau en terme d'électronique, de programmation de cette électronique, de maîtrise de capteurs variés, de traitements mathématiques du signal, et de physiologie.

Le matériel tout d'abord a dû faire l'objet de travaux minutieux pour développer les cartes électroniques, le capteur électromyographique, et les capteurs de flux et de pression. Le capteur d'activité électromyographique a fait l'objet d'une approche très originale de choix et de traitement du signal pour garder optimal le signal quels que soient les mouvements ventilatoires. Une approche informatique a dû intégrer le pilotage de ces capteurs et le recueil de leurs données, le tout simultanément et en temps réel. Une approche mathématique a dû sélectionner préalablement la meilleure méthode de débruitage pour analyser avec suffisamment de qualité les signaux d'intérêt et en particulier le signal musculaire diaphragmatique. Ces équations, basées sur des analyses en ondelettes, ont ensuite dû être intégrées dans les composants électroniques. L'ensemble a ensuite dû être rendu cohérent pour pouvoir fonctionner sur un PC via un logiciel interactif écrit dans ce dessein.

Les deux techniques les plus complexes à développer ont été, d'une part, la séparation des sources par analyse du rapport signal sur bruit, en se basant sur la méthode du raisonnement par l'absurde, c'est-à-dire en se calquant sur le signal ECG que l'on voulait justement éliminer. Cette approche offre des performances élevées pour éliminer le signal ECG du signal brut et pour ne garder que le signal EMG, ceci quasiment en temps réel, de la contraction musculaire diaphragmatique, et de manière automatique. D'autre part, l'automatisation de la recherche permanente du meilleur signal et de son réajustement lors de la perte du signal de la sonde de recueil de l'EMG liée à la ventilation est un élément technique complexe qui a demandé un long temps de développement.

L'approche mathématique n'a pas été simple, faisant appel aux approches récentes de traitement du signal. Le compromis trouvé, avec la combinaison ondelettes multirésolution et seuillage est le meilleur possible, et ceci a pu être démontré statistiquement. L'organisation de la rencontre des algorithmes avec les composants électroniques a été une étape difficile, en particulier compte tenu de la puissance nécessaire de calcul.

L'analyse temps réel nécessaire a également été un défi. Il est intéressant de noter que l'approche développée dans cette thèse permet déjà d'évaluer l'intérêt relatif de la performance des modes de ventilation classiquement utilisés en clinique, comme le mode AI, PAV et d'autres modes. Il est également intéressant de noter que l'analyse de l'activité électrique musculaire obéit ici à des règles bien connues lors de l'analyse de l'activité de l'adaptation du système nerveux autonome, à savoir que de fréquentes variations indiquent un bon niveau de régulation, et l'absence de fatigue majeure, alors que la présence de variations peu fréquentes, et parfois plus amples, est au contraire un signe de fatigue. Il faut souligner que la validation de la technique avec ses temps cliniques et techniques a été l'objet de constantes collaborations associant médecins et ingénieurs dans une même équipe sur un même projet.

Ce projet peut aujourd'hui être industrialisé et entrer dans la routine médicale, pour peu que le produit soit miniaturisé, ce qui serait le signe de maturité.

18. Bibliographie

1. Loring, S.H. and A. Malhotra, *Inspiratory efforts during mechanical ventilation: is there risk of barotrauma?* Chest, 2007. **131**(3): p. 646-8.
2. Basmajian, J.V., D.N. Gopal, and D.N. Ghista, *Electrodiagnostic model for motor unit action potential (MUAP) generation.* Am J Phys Med, 1985. **64**(6): p. 279-94.
3. Gremy, F. and L. F., *Éléments de biophysique* Editions Flammarion ed. 1996.
4. Buchthal, F., C. Guld, and P. Rosenfalck, *Propagation velocity in electrically activated muscle fibres in man.* Acta Physiol Scand, 1955. **34**(1): p. 75-89.
5. De Luca, C.J., *Physiology and mathematics of myoelectric signals.* IEEE Trans Biomed Eng, 1979. **26**(6): p. 313-25.
6. Andreassen, S. and L. Arendt-Nielsen, *Muscle fibre conduction velocity in motor units of the human anterior tibial muscle: a new size principle parameter.* J Physiol, 1987. **391**: p. 561-71.
7. Bodine, S.C., et al., *Maximal force as a function of anatomical features of motor units in the cat tibialis anterior.* J Neurophysiol, 1987. **57**(6): p. 1730-45.
8. Burke, R.E., *Motor units: anatomy, physiological and functional organisation.* American Physiological Society, 1981. **II/1**: p. 345-422.
9. Perez, T. and E. Vérin, *Évaluation de l'endurance des muscles respiratoires : avancées récentes (1999-2004)* Rev Mal Respir., 2005. **22**.
10. Kanda, K. and K. Hashizume, *Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle.* J Physiol, 1992. **448**: p. 677-95.
11. Lexell, J., C.C. Taylor, and M. Sjoström, *What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men.* J Neurol Sci, 1988. **84**(2-3): p. 275-94.
12. De Luca, C.J. and W.J. Forest, *Probability distribution function of the inter pulse intervals of single motor unit action potentials during isometric contraction in New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology.* J.E. Desmedt ED Bassel, 1973-b **1**.
13. Buchthal, F., P. Pinell, and P. Rosenfalck, *Action potential parameters in normal human muscle and their physiological determinants.* Acta Physiol Scand, 1954. **32**(2-3): p. 219-29.
14. Hill. A.V., *The heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle.* Proc. R. Soc.Lond. , 1938. **126**: p. 136-195.
15. Hill. A.V., *First and last experiments in muscle mechanics.* Cambridge University Press ed. 1970: Cambridge University Press. 141.
16. Macklem, P.T., D.M. Macklem, and A. De Troyer, *A model of inspiratory muscle mechanics.* J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1983. **55**(2): p. 547-57.
17. Macklem, P.T., *The Respiratory Muscles.* Chest, 1984. **85**.
18. Van Lunteren, E. and K.P. Strohl, *The muscles of the upper airways.* Clin Chest Med, 1986. **7**(2): p. 171-88.
19. Dureuil, B., S. Molliex, and P. Montravers, *Effets d'anesthésie sur les voies aériennes supérieures.* Annette ed. 1995: J.E.P.U. 11-21.
20. Carey, J.M. and W.H. Hollinshead, *An anatomic study of the esophageal hiatus.* Surg Gynecol Obstet, 1955. **100**(2): p. 196-200.
21. Mantilla, C.B. and G.C. Sieck, *Impact of diaphragm muscle fiber atrophy on neuromotor control.* Respir Physiol Neurobiol, 2013. **189**(2): p. 411-8.
22. Segizbaeva, M.O., et al., *EMG analysis of human inspiratory muscle resistance to fatigue during exercise.* Adv Exp Med Biol, 2013. **788**: p. 197-205.
23. Roussos, C.S. and P.T. Macklem, *Diaphragmatic fatigue in man.* J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1977. **43**(2): p. 189-97.
24. Bellemare, F. and A. Grassino, *Evaluation of human diaphragm fatigue.* J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1982. **53**(5): p. 1196-206.
25. Hussain, S.N. and R.L. Pardy, *Inspiratory muscle function with restrictive chest wall loading during exercise in normal humans.* J Appl Physiol (1985), 1985. **58**(6): p. 2027-32.

26. Laghi, F. and M.J. Tobin, *Disorders of the respiratory muscles*. Am J Respir Crit Care Med, 2003. **168**(1): p. 10-48.
27. Jaber, S., et al., *Rapidly progressive diaphragmatic weakness and injury during mechanical ventilation in humans*. Am J Respir Crit Care Med, 2011. **183**(3): p. 364-71.
28. Carlucci, A., et al., *Determinants of weaning success in patients with prolonged mechanical ventilation*. Crit Care, 2009. **13**(3): p. R97.
29. Hund, E., *Myopathy in critically ill patients*. Crit Care Med, 1999. **27**(11): p. 2544-7.
30. Marquette, C.H., et al., *Long-term prognosis of near-fatal asthma. A 6-year follow-up study of 145 asthmatic patients who underwent mechanical ventilation for a near-fatal attack of asthma*. Am Rev Respir Dis, 1992. **146**(1): p. 76-81.
31. Shanely, R.A., et al., *Mechanical ventilation-induced diaphragmatic atrophy is associated with oxidative injury and increased proteolytic activity*. Am J Respir Crit Care Med, 2002. **166**(10): p. 1369-74.
32. Vassilakopoulos, T. and B.J. Petrof, *Ventilator-induced diaphragmatic dysfunction*. Am J Respir Crit Care Med, 2004. **169**(3): p. 336-41.
33. Jaber, S., et al., *Dysfonction diaphragmatique induite par la ventilation (DIV) : une réalité ?*, in *17ème journée d'actualités en ventilation artificiel de Créteil*. 2009.
34. Gayan-Ramirez, G. and M. Decramer, *Effects of mechanical ventilation on diaphragm function and biology*. Eur Respir J, 2002. **20**(6): p. 1579-86.
35. Troosters, T. and N. Gosselin, *L'évaluation de la fonction musculaire respiratoire et périphérique*. Revue des Maladies Respiratoires, 2005. **22**(5): p. 24-32.
36. Gilbert, R., J.H. Auchincloss, Jr., and D. Peppi, *Relationship of rib cage and abdomen motion to diaphragm function during quiet breathing*. Chest, 1981. **80**(5): p. 607-12.
37. Diehl, J.L., et al., *Clinically relevant diaphragmatic dysfunction after cardiac operations*. J Thorac Cardiovasc Surg, 1994. **107**(2): p. 487-98.
38. Laghi, F., et al., *Is weaning failure caused by low-frequency fatigue of the diaphragm?* Am J Respir Crit Care Med, 2003. **167**(2): p. 120-7.
39. Sinderby, C., J. Spahija, and J. Beck, *Changes in respiratory effort sensation over time are linked to the frequency content of diaphragm electrical activity*. Am J Respir Crit Care Med, 2001. **163**(4): p. 905-10.
40. Hayot, M., *Evaluation de la fatigue des muscles respiratoires : avancées récentes (1999-2004)*. Rev. Mal.Respir., 2004. **21**: p. 840-4.
41. Supinski, G.S., J.W. Fitting, and F. Bellemare, *Assessment of respiratory muscle fatigue*. Am J Respir Crit Care Med, 2002. **166**.
42. Green, M., et al., *Evaluation de la force respiratoire*. Revue des maladies respiratoires, 2004. **21**.
43. Demoule, A. and T. Similowski, *Évaluation de la force des muscles respiratoires : Données récentes (1998-2004)*. Rev Mal Respir, 2004. **21**: p. 177-82.
44. Clanton, T., P.M. Calverley, and B.R. Celli, *Evaluation de l'endurance des muscles respiratoires*. 2004. **21**: p. 3-487.
45. Sinderby, C., *Neurally adjusted ventilatory assist (NAVA)*. Minerva Anestesiol, 2002. **68**(5): p. 378-80.
46. Savodelli, M., *La ventilation spontanée ou artificielle en pression expiratoire positive*. Matériels & Techniques de réanimation SFEM éditions, , 1993.
47. Martin, P., et al., *Breathing pattern and diaphragm activity under sedative dose of midazolam: benefits of continuous positive airway pressure*. Am. J. Respir. Crit. Care Med., 1997. **151**.
48. Bonett, S., et al., *Pressure support ventilation advisory system provides valid recommendations for setting ventilator*. Respir Care, 2011. **56**(3): p. 271-7.
49. Tassaux, D., *Réanimation*. 2005. **14**.
50. Younes, M., *Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. Theory*. Am Rev Respir Dis, 1992. **145**(1): p. 114-20.
51. Sinderby, C., et al., *Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease*. J Appl Physiol (1985), 1998. **85**(6): p. 2146-58.
52. Beck, J., et al., *Improved synchrony and respiratory unloading by neurally adjusted ventilatory assist (NAVA) in lung-injured rabbits*. Pediatr Res, 2007. **61**(3): p. 289-94.

53. Sinderby, C., et al., *Inspiratory muscle unloading by neurally adjusted ventilatory assist during maximal inspiratory efforts in healthy subjects*. Chest, 2007. **131**(3): p. 711-7.
54. DeWeese, E.L. and T.Y. Sullivan, *Effects of upper airway anesthesia on pharyngeal patency during sleep*. J Appl Physiol (1985), 1988. **64**(4): p. 1346-53.
55. McNicholas, W.T., et al., *Upper airway obstruction during sleep in normal subjects after selective topical oropharyngeal anesthesia*. Am Rev Respir Dis, 1987. **135**(6): p. 1316-9.
56. Hwang, J.C., W.M. St John, and D. Bartlett, Jr., *Respiratory-related hypoglossal nerve activity: influence of anesthetics*. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1983. **55**(3): p. 785-92.
57. Ayuse, T., et al., *The effect of gender on compensatory neuromuscular response to upper airway obstruction in normal subjects under midazolam general anesthesia*. Anesth Analg, 2009. **109**(4): p. 1209-18.
58. Montravers, P., et al., *Effects of intravenous midazolam on the work of breathing*. Anesth Analg, 1994. **79**(3): p. 558-62.
59. Mathew, O.P., Y.K. Abu-Osba, and B.T. Thach, *Genioglossus muscle responses to upper airway pressure changes: afferent pathways*. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1982. **52**(2): p. 445-50.
60. Benameur, M., et al., *Ventilation and thoracoabdominal asynchrony during halothane anesthesia in infants*. J Appl Physiol (1985), 1993. **74**(4): p. 1591-6.
61. Warner, D.O., M.A. Warner, and E.L. Ritman, *Human chest wall function while awake and during halothane anesthesia. I. Quiet breathing*. Anesthesiology, 1995. **82**(1): p. 6-19.
62. Warner, D.O., M.A. Warner, and E.L. Ritman, *Mechanical significance of respiratory muscle activity in humans during halothane anesthesia*. Anesthesiology, 1996. **84**(2): p. 309-21.
63. Morel, D.R., et al., *Effect of intravenous midazolam on breathing pattern and chest wall mechanics in human*. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1984. **57**(4): p. 1104-10.
64. Molliex, S., et al., *Effects of midazolam on respiratory drive in healthy volunteers*. Ann Fr Anesth Reanim, 1995. **14**(3): p. 271-5.
65. Gross, J.B., R.S. Weller, and P. Conard, *Flumazenil antagonism of midazolam-induced ventilatory depression*. Anesthesiology, 1991. **75**(2): p. 179-85.
66. Blouin, R.T., et al., *The effect of flumazenil on midazolam-induced depression of the ventilatory response to hypoxia during isohypercarbia*. Anesthesiology, 1993. **78**(4): p. 635-41.
67. Duvaut, P., *Traitement du signal, concepts et applications*. 1994, Paris.: Editions Hermes.
68. Bellanger, M., *Traitement numérique du signal, théorie et pratique*. Masson ed. 1995, Paris.
69. Nyquist, H., *Certain topics in telegraph transmission theory*. AIEE Transactions, 1928: p. 1-26.
70. Shannon, C.E., *Communication in the presence of noise* Proceedings of the Institute of Radio Engineers, 1949. **37**: p. 10-21.
71. Cooley, J.W. and J. Tukey, *An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series* Math.Comput, 1955. **19**: p. 297-301.
72. Gabor, D., *Theory of communication*. J.IEE, 1946. **93**: p. 429-457.
73. Grossman, A. and J. Morlet, *Décomposition of Hardy functions into integrable wavelets of constant shapeer*, SIAM J.Math., 1984. **15**.
74. Butterworth, S., *On the theory of amplifiers*. Experimental Wireless, 1930: p. 536-541.
75. Wiener, N., *Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series*. 1949, New York: Wiley.
76. Kalman, R.E., *A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems*. Transactions of the ASME Journal of Basic Engineering 1960. **82**: p. 35-45.
77. Schweitzer, *Filtrage par coupage*. 1979.
78. Bloch, R., *Subtraction of electrocardiographic signal from respiratory electromyogram*. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol, 1983. **55**(2): p. 619-23.
79. Levine, S., et al., *Description and validation of an ECG removal procedure for EMGdi power spectrum analysis*. Journal of Applied Physiology, 1986. **60**: p. 1073-1081.
80. Widrow, B., *Adaptive noise cancelling: principles and applications*. Proc. IEEE, 1975. **63**: p. 1692-1716.

81. Akkiraju, P. and D.C. Reddy, *Adaptive cancellation technique in processing myoelectric activity of respiratory muscles*. IEEE Transactions On Biomedical Engineering, 1992. **39**: p. 652-655.
82. Reddy, S., et al., *Detection of P waves in resting ECG: A Preliminary Study*. Computers in Cardiology Los Alamitos IEEE Computer Society Press, 1992: p. 87-90.
83. Ozeki, K. and T. Umeda, *An adaptive ltering algorithm using orthogonal projection to an affine subspace and its properties*. Electron. Commun. Japan, 1984. **67-A (5)**: p. 19-27.
84. Cao, Y., C. Chen, and Y. Hu, [*Application of independent component analysis to ECG cancellation in surface electromyography measurement*]. Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi, 2005. **22(4)**: p. 686-9.
85. Staudenmann, D., et al., *Independent component analysis of high-density electromyography in muscle force estimation*. IEEE Trans Biomed Eng, 2007. **54(4)**: p. 751-4.
86. Donoho, D.L. and I.M. Johnstone, *Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage*. Biometrika, 1994. **81**: p. 425-455.
87. Mallat, S., *Une exploration des signaux en ondelettes*. Editions de l'Ecole polytechnique. Vol. 2. 2000. 1-635.
88. Daubechies, I., *The wavelet transform: time-frequency localization and signal analysis*. IEEE Trans. Inf. Theory, 1990. **36**: p. 961-1005.
89. Sweldens, W., *The lifting scheme: A construction of second generation wavelets*. Journal on Mathematical Analysis, 1997. **29(2)**: p. 511-546.
90. Daubechies, I., *Orthonormal bases of compactly supported wavelets*. Comm. Pure Appl., Math. , 1988. **41**: p. 909-996.
91. Serra, J., *Introduction à la morphologie mathématique N°3*. École des Mines Fontainebleau, 1969.
92. Matheron, G., *Eléments pour une théorie des milieux poreux*. Masson, 1967.
93. Zhou, P., B. Lock, and T.A. Kuiken, *Real time ECG artifact removal for myoelectric prosthesis control*. Physiol Meas, 2007. **28(4)**: p. 397-413.
94. Bercher, J.-F. and P. Jardin, *Introduction au filtrage adaptatif*, in *ESIEE 2003*: Paris. p. 1-28.
95. Haykin, S., *Adaptive Filter Theory*. Third Edition, Prentice Hall Inc. ed. 1996: Third Edition, Prentice Hall Inc., NJ.
96. Duvaut, P., *Le Filtrage de Wiener Linéaire-quadratique à horizon fini, application à la Prédiction*. Traitement du Signal, 1989.
97. Jutten, C. and J. Herault, *Blind separation of sources, part I: An adaptive algorithm based on neuromimetic architecture*. Signal Processing, 1991. **24**: p. 1-10.
98. Herault, J. and B. Ans, *Circuits neuronaux à synapses modifiables: décodage de messages composites par apprentissage non supervisé.* , in *Académie des Sciences*. 1984. p. 525-528.
99. Comon, P., *Independent component analysis a new concept?* Signal Processing, 1994. **36**: p. 287-314.
100. Delorme, A. and S. Makeig, *EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis*. J Neurosci Methods, 2004. **134(1)**: p. 9-21.
101. Cardoso, J.-F. *Source separation using higher order moments*. In *Proc. in Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing*. 1989. Glasgow, UK: In Proc. IEEE Int.
102. Cardoso, J.-F. and A. Souloumiac, *Blind beamforming for non Gaussian signals*. IEEE Proc.-F, 1993. **140**: p. 362-337.
103. Hyvärinen., A., *Fast and Robust Fixed-Point Algorithms for Independent Component Analysis*. Analysis. IEEE Transactions on Neural Networks, 1999. **10(3)**: p. 626-634.
104. Xi, J., et al. *On the Informax algorithm for blind signal separation*. in *5th International Conference on Signal Processing Proceedings*. 2000.
105. Hu, S., M. Stead, and G.A. Worrell, *Automatic identification and removal of scalp reference signal for intracranial EEGs based on independent component analysis*. IEEE Trans Biomed Eng, 2007. **54(9)**: p. 1560-72.
106. Lee, W.L., A. Mansour, and T. Tan, *Pre-processing of Multi-channel sEMG signals Based on ICA and Spectral Curve Descriptors IFMBE Proceedings*, 2010. **31**.

107. Matheron, G., *Théorie des ensembles aléatoires*. . Les cahiers du centre de morphologie mathématique de Fontainebleau, 1969. **Fascicule 4**(Ecole des Mines de Paris).
108. Dougherty, E.R., J.T. Newell, and J.B. Peltz, *Morphological texture-based maximum likelihood pixel classification based on local granulometric moments*. Pattern Recognition, 1992. **25**: p. 1181-1198.
109. Schmitt, M., *Some examples of algorithms analysis in computational geometry by means of mathematical morphological technique*. Lecture Notes in Computer Science, ed. I.J.-D.B.J.-P. Laumont. Vol. 391. 1989: Geometry and Robotics Springer-Verlag, May 1989. 225-246.
110. Schmitt, M. and J. Mattioli, *Morphologie Mathématique*. 1993, Paris: Masson.
111. Soille, P., *Morphological image analysis*, ed. Springer-Verlag. 1999, Berlin Heidelberg.
112. Serra, J., *Image Analysis and Mathematical Morphology* Vol. 1. 1982, London: Ac. Press.
113. Haar, A., *Zur Theorie orthogonalen Funktionensysteme*. Mathematische Annalen, 1910. **69**.
114. Goupillaud, P., A. Grossman, and J. Morlet, *Cycle-Octave and Related Transforms in Seismic Signal Analysis*. Geoexploration, 1984. **23**: p. 85-102.
115. Morlet, J., et al., *Wave propagation and sampling theory*. Geophysics, 1982. **47**: p. 203–236.
116. Truchet, F., *Ondelettes pour le signal numérique*. 1998, Paris: Editions Hermes. 2-258.
117. Meyer, Y. *Ondelettes et fonctions splines, sem. Equations aux dérivés partielles*. in *Ecole Polytechnique*. 1986: Paris, France.
118. Mallat, S., *A wavelet tour of signal processing*. 1998, New York Academic Press.
119. Mallat, S., *Multiresolution approximations and wavelet orthonormal bases of $L_2(\mathbb{R})$* . Trans. Am. Math. Soc., 1989. **315**: p. 69-87.
120. Smith, M.J. and T.P. Barnwell, *A procedure for desiging exact reconstruction filter banks for structured sub-band coders*, in *IEEE Int. Conf. Acoustic., Speech, and Signal processing*. 1984, IEEE San Diego, CA
121. Mallat, S., *A theory of multi-resolution signal decomposition: the wavelet representation*. IEEE Trans. Patt., 1989. **11(7)**: p. 674–693.
122. Donoho, D.L. and I.M. Johnstone, *Adapting to unknown smoothness via wavelet shrinkage*. Journal of the American Statistical Association, 1995. **90**: p. 1200-1224.
123. Stein, C.M., *Estimation of the Mean of a Multivariate Normal Distribution*. The Annals of Statistics, 1981. **9**: p. 1135-1151.
124. Hall, P., G. Kerkacharyan, and D. Picard, *Block treshold rules for curve estimation using kernel and wavelets methods*. The Annals of Statistics, 1998. **26 (3)**: p. 922-942.
125. Donoho, D.L. and I.M. Johnstone, *Minimax estimation via wavelet shrinkage*. Annals of Statistics, 1998. **26**.
126. Sweldens, W., *Lifting scheme: a new philosophy in biorthogonal wavelet constructions*, in *Wavelet Applications in Signal and Image Processing III*. 1995, Proc. SPIE 2569,: San Diego, CA.
127. Strang, G. and T. Nguyen, *Ondelettes et bancs de filters*. Cambridge Press-Wellesley, 1996(ISB-0961488-7-1).
128. Fleisch, A., *Der Pneumotachograph; ein Apparat zur Geschwindigkeits-registrierung der Atemluft*. Pflugers Arch. Ges. Physiol., 1925. **209**: p. 713-722.
129. Kester, W., *Practical Design Techniques for Sensor Signal Conditioning*. Analog Devices, Inc. , 1999. **Section10**.
130. Burton, L.T. and D. Trefleaven, *Active Filter Design Using General Impedance Converters*. EDN, 1973: p. 68-75.
131. Geffe, P.R., *Designers Guide to Active Bandpass Filters*. EDN, 1974. **5**: p. 46-52.
132. G. Jung, W., *Op Amp Applications* Elsevier/Newnes, 2005. Op Amp Applications Handbook (Chapter 2.).
133. Kay, S.M. and S.L. Marple Jr, *Spectrum analysis – a modern perspective*. Proceedings of the IEEE, 1981. **69(11)**: p. 1380-1419.
134. Rioul, O. and P. Duhamel, *Fast Algorithms for Discrete and Continuous Wavelet Transform*. IEEE Transaction on information theory, 1992. **38 (2)**: p. 569-586.
135. Mallat, S., *A wavelet tour of signal processing: the sparse way*. Press, 2009., 2009. **4**(3rd edition, Academic).

136. Zouabi, B., N. Ellouze, and A. Ben Slimane, *Traitement morphologique de signaux unidimensionnels*, in *Onzieme colloque GRETSI 1987*, LSTS-ENIT-Tunisie: Nice.
137. Zhu, Y.K., et al., [*Clinical analysis of value of different modes of respiratory support in the treatment of critical patients*]. *Zhongguo Wei Zhong Bing Ji Jiu Yi Xue*, 2009. **21**(10): p. 590-2.
138. Fang, Z., S. Niu, and L. Zhu, [*A comparison of the effects of PAV, PSV and IPPV on cardiopulmonary function in patients with acute respiratory failure*]. *Zhonghua Jie He He Hu Xi Za Zhi*, 2001. **24**(5): p. 288-91.
139. Yang, K.L. and M.J. Tobin, *A prospective study of indexes predicting the outcome of trials of weaning from mechanical ventilation*. *N Engl J Med*, 1991. **324**(21): p. 1445-50.

19. Annexe

- 19.1. Documentation de la sonde et du capteur de pression MTC
- 19.2. Caractéristiques du capteur LCVR et de la carte LCCD
- 19.3. Caractéristiques du capteur SCX
- 19.4. Schéma électronique et programme test code C de la gestion des électrodes

MTC®

CONDUCTANCE CATHETER

©Copyright © 1997
Duke University Health System

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, without the prior written permission of the publisher.

Printed by:
Duke University Health System
224C HSB
1000 Pk. Road
The Heartlands
Durham, NC 27705
Fax: +1 919 286 7000

Additional information is available at:
http://www.duke.edu/~mhc
without notice.
©Copyright © The Heartlands 1997

1. INTRODUCTION

This manual is intended to assist the user in the safe and efficient operation of the device described. The device must be used in accordance with the safety procedures described below, and must not be used for purposes other than those for which it has been designed. The device may be used only by persons having required qualifications authorizing them to perform the examination or treatment carried out.

Incorrect operation, or failure of the user to handle the device in accordance with the general handling instructions in this manual relieves the manufacturer and/or his agent from all responsibility for consequent non-compliance, damage or injury.

2. WARRANTY

The manufacturer warrants all products to be free from defects in workmanship and material at the time of shipment.

Since handling, storage, cleaning and sterilization of the product, as well as factors relating to patient diagnosis, treatment, catheterization procedure, and other matters beyond the manufacturer's control can directly affect the product and the results obtained from its use, the manufacturer shall not be liable for any incidental or consequential loss, damage, or

expense directly or indirectly arising from the use of the product. Therefore the catheters are intended for a one time use.

CAUTION

Conductance Catheters are precision devices which require considerable care in handling and application. All precautions described in this manual must be precisely observed to ensure sustained high accuracy, safe performance and a long life.

The device must not be used if any component is defective, or if the procedures described in the handling instructions in this manual have not been carried out.

Any changes or additions to the devices, not described in this manual, should be carried out only by the manufacturer or by third parties expressly authorized by the manufacturer to do so. They must comply with local regulations and accepted standards of good practice. The manufacturer cannot be held responsible for any claim which may result from changes and additions made by parties other than those mentioned above.

Like all technical apparatus, the device described in this manual requires correct handling, together with cleaning. The cleaning techniques required to en-

4

times under normal circumstances, the Conductance Catheters are intended for a one time use application.

The Conductance Catheters are allowing continuous measurements of the intraventricular volume. In combination with the use of a Micro Transducer Catheter for intraventricular pressure measurement, the Conductance Catheter can be used to study ventricular pressure-volume relationship on a continuous base.

Description of conductance measurements

The measurements are based on determining the electrical conductance of the time varying quantity of blood in the ventricle.

The Conductance Catheters are based on advanced technology. The catheters are provided with 12 electrodes. The outermost electrodes are used to apply a low amplitude, high frequency electrical field, in order to measure the electrical conductance of the five segments defined by the remaining electrodes.

The Conductance Catheters can be used for both "single field" and "dual field" measurements. Intraventricular pressure can be measured by inserting a dedicated F3-MTC (see section "Using a complete Conductance Kit").

6

sure safe and efficient operation are described in the section on cleaning.

- Be extremely careful during handling, not to damage the catheter or the electrodes.
- Do not apply a pulling force between the electrodes and the catheter body.
- Stretch pigtail of Conductance Catheter only by the use of a guide wire.

The catheter body must be kept in optimal condition and must be treated with appropriate care. Never roll the catheter in coils less than 20 cm in diameter. Never bend, twist or apply excessive pressure when pulling on the catheter.

Failure to comply with these instructions may result in damage which could cause inaccuracies in crucial measurements.

3. GENERAL APPLICATION

The Conductance Catheter has been designed for invasive (diagnostic) measurements of the intraventricular volume.

In addition to the medical application on human beings, the catheters are very suitable for physiological measurements during laboratory-animal tests and experiments. Although all materials and manufacturing methods are selected to ensure that the catheters can stand use and sterilization at least 50

5

Extensive research has resulted in a product of exceptional mechanical strength, achieved by the development of special connecting techniques used to fasten the electrodes to the catheter and the use of high quality materials.

4. OPERATION INSTRUCTIONS

The Conductance Catheter is a precision device which must be handled with extreme care. It is manufactured in accordance with generally accepted standards of good workmanship. The following rules for use must be precisely observed. Before dispatch, the catheter is cleaned and visually inspected by the manufacturer. The Conductance Catheter is delivered unsterile; for disinfection and sterilization, see section "Sterilization/disinfection".

4.1 Choosing the right catheter

Conductance Catheters are available in three sizes: small, medium and large. All catheters have a total insertion length of 120 cm and a pigtail of 1 cm. The distances between the electrodes are different for each size of catheter.

- The "small-sized" catheters (HD58 010 22901). The distances between electrodes 1, 2 and 3 (counted from the tip of the catheter) are 3,5 mm; the distances between the remaining electrodes are 7 mm. A "small" catheter enables you to per-

7

form measurements in ventricles with a length from 52 to 66 mm.

- The "medium-sized" catheters (HD58 010 23001). The distances between electrodes 1, 2 and 3 (counted from the tip of the catheter) are 4,5 mm; the distances between the remaining electrodes are 9 mm. A "medium" catheter, enables you to perform measurements in ventricles with a length from 64 to 82 mm.
- The "large-sized" catheters (HD58 010 231001). The distances between electrodes 1, 2 and 3 (counted from the tip of the catheter) are 6 mm; the distances between the remaining electrodes are 12 mm. A "large" catheter enables you to perform measurements in ventricles with a length from 82 to 106 mm.

4.2 Cleaning instructions for the catheter

The correct cleaning of the catheter is very important. To remove any deposits from the electrodes and other parts, the catheter must be rinsed in tap water thoroughly. The lumen must be flushed until the effluent is clear. Residues and other deposits can be removed by carefully using a soft brush and by cleaning with a soft wet gauze or tissue. Soak the catheter in Alconox TERG-A-ZYME (see manufacturers directions), or a similar enzymatic soap solution. Flush the lumen with the solution. Afterwards,

8

The following points have to be checked:

- Check for mechanical damage of the electrodes, the catheter body and the joint between the electrodes and the catheter.
- Check for protein on the catheter.

4.4 Connecting the Conductance Catheter to the measuring unit

The Conductance Catheters are standardised for use in combination with the Leycom Sigma (5 DF) measuring unit, marketed by Cardiodynamics BV.

Normally, the catheter is connected to the Sigma by means of the adaption box supplied with the Sigma. Before using the equipment, ascertain that the adaption box is of the correct type, provided with a Viking-connector. If your Sigma is provided with the wrong adaption box, contact your dealer or Cardiodynamics BV.

NOTE: Before connecting and operating the equipment, study the manual of your Leycom Sigma thoroughly.

10

the catheter must be thoroughly rinsed and the lumen must be flushed with tapwater. Be sure that the electrical plug does not come into contact with the liquid.

CAUTION

Never clean the catheter with ultrasonic equipment.

Never clean the catheter in organic solutions, especially: ethyl alcohol, esters and ethers, ketones, phenols such as lysol, hexachlorophene, carboic acid, halogen alkanes, silicon fluid or oils.

Never use strong alkaline solutions or solutions containing hypochlorides or peroxide. Do not pull the catheter during cleaning.

To prevent corrosion and electrical defects, make sure that electrical connector does not come into contact with moisture.

4.3 Visual inspection

Immediately after cleaning, and before sterilization, the Conductance Catheter must be visually inspected.

9

5. USING A COMPLETE CONDUCTANCE KIT

The use of the complete Conductance Kit enables you to perform intraventricular volume and pressure measurements at the time. The Kit consists of the following components:

- Conductance Catheter;
- Dedicated F3-MTC;
- Haemostatic valve with side-inlet.

CAUTION:

All components are delivered unsterile; for disinfection and sterilization see sections "Sterilization/disinfection" of both this manual and the MTC-manual.

Thanks to the combination of the Conductance Catheter and the dedicated F3-MTC, it is possible to compose PV-loops. These loops are of great importance in analysing cardiac output. Study your Sigma-manual for further information.

The components of the Conductance Kit are standardised for combined use. Nevertheless, each component can be used for other applications, which do not require the use of the complete Kit (e.g. separate volume measurements and separate pressure measurements).

11

NOTE: Study the MTC-manual that is delivered with the Conductance Kit or the dedicated F3-MTC before operating the Conductance Kit.

CAUTION:

Before introducing the F3-MTC, the haemostatic valve must be connected to the Conductance Catheter in any case.

After the insertion of the Conductance Catheter, the F3-MTC can be inserted through the lumen of the Conductance Catheter. Introduce the tip of the F3-MTC through the inlet of the haemostatic valve carefully. Insert the F3-MTC through the Conductance Catheter smoothly and avoid unnecessary bending of the F3-MTC.

When the luer of the F3-MTC is connected to the luer of the haemostatic valve, the pressure is measured at the tip of the Conductance Catheter.

At the side-inlet of the haemostatic valve a flushing system can be connected to avoid clotting of the blood if necessary.

12

The haemostatic valve can be sterilized in the same manner as the Conductance Catheter using ethylene oxide gas.

The catheter manufacturer is not responsible for the efficiency of any of the sterilization/disinfection methods.

CAUTION:

Autoclave sterilization and irradiation sterilization must not be used.

To prevent corrosion and electrical defects make sure that electrical connector does not come into contact with moisture.

7. ELECTRICAL SAFETY

CAUTION:

The electrical safety of the Conductance Catheter strongly depends on the electrical safety of the measuring-unit with which the catheter is used. Therefore, check the manual of your measuring-unit before using the catheter. Generally, the catheters are used in combination with the Leycom Sigma (5 DF).

Always isolate the metal luer lock by the use of a counter luerlock connector of insulating material.

14

6. STERILIZATION/DISINFECTION FOR CATHETER.

Sterilization should only be done in ethylene oxide gas.

Ethylene Oxide Gas (85°F-145°F, 28°C-63°C).

Sterilization in alcohol-based solutions or strong alkaline solutions must be avoided.

Follow the rules of the gas sterilizing equipment manufacturer accurately.

Carefully clean the sterilizer before use. The catheters and the lumen should be completely dry before placing them in the sterilizing equipment.

After sterilization in ethylene oxide gas, the Catheters must be left for at least 24 hours to allow gas to disperse.

Glutaraldehyde Solution (e.g. Cidex):

Follow the sterilant manufacturers recommendations for proper dilution, sterilization time and rinsing.

Benzalkonium Chloride Solution (e.g. Zephiran Chloride):

Follow the sterilant manufacturers recommendations for proper dilution, sterilization time and rinsing.

13

Electro surgery and defibrillation

Electro surgery and defibrillation are occupations that require the utmost care of the persons involved. The manufacturer of the catheters advises to disconnect the catheter before employing electro surgery or defibrillation.

See the instructions of your electro surgery equipment, your defibrillation equipment and your measuring-unit for further information.

8. Technical data

Catheter material	:	Woven Dacron
Insertion Length	:	1200 mm (± 50 mm)
Size	:	
(electrodes and catheter):	:	8F
Electrodes	:	12
Resistance from	:	
electrodes to connector	:	
pin	:	< 35 ohm
Electrode material	:	AISI 316L
Electrode distance between:	:	
electrode 1,2 and 3	:	small :3.5 mm
	:	medium :4.5 mm
	:	large :6.0 mm
electrode 4 to 12	:	small :7.0 mm
	:	medium :9.0 mm
	:	large :12.0 mm
width of electrode	:	1mm

15

Connector pin	Electrode no.
1	1
2	2
3	3
4	4
5	9
6	5
7	10
8	6
9	11
10	7
11	12
12	8

16

Dräger

127

MTTC®

Micro Transducer Catheter (MTTC®)

Copyright © by
Dräger Medical Electronics

All rights strictly reserved.
Reproduction of issue to third
parties in any form whatever is
not permitted without written
authority from the publisher.

Issued by
Dräger Medical Electronics
I.B.C. Weg 1
Seest. Pk. Best

The Netherlands
Phone +31 4998 64911
Fax +31 4998 64222

Manual no. CB22 109 16251
All specifications subject to
change without notice.
Printed in The Netherlands 1/97

Table of contents

1.	Introduction	3
2.	Warranty	3
3.	General application	5
4.	Operation Instructions	6
4.1	Cleaning Instructions for catheter ...	6
4.2	Visual Inspection	7
4.3	Connection of MTC (s)	7
5.	Sterilization/disinfection instructions	9
6.	Curving the catheter	10
7.	Electrical safety	11
8.	Technical data	13
9.	Functional tests	15

1. **INTRODUCTION**

This manual is intended to assist the user in the safe and efficient operation of the device described. The device must be used in accordance with the safety procedures described below, and must not be used for purposes other than those for which it was designed. The device may be used only by persons having required qualifications authorizing them to perform the examination or treatment carried out. Incorrect operation, or failure of the user to handle the device in accordance with the general handling instructions in this manual relieves the manufacturer or his agent from all responsibility for consequent non-compliance, damage or injury.

2. **WARRANTY**

The manufacturer warrants all products to be free from defects in workmanship and material at the time of shipment.

Since handling, storage, cleaning and sterilization of the product, as well as factors relating to patient diagnosis, treatment, catheterization procedure, and other matters beyond the manufacturer's control can directly affect the product and the results obtained from its use, the manufacturer shall not be liable for any incidental or consequential loss, damage, or expense directly or indirectly arising from the use of the product; therefore intending this product for a one time use.

If a customer specifies his own catheter, the manufacturer of this "custom designed catheter" is not responsible for the configuration, nor for the clinical performance.

CAUTION

Micro Transducer Catheters are precision devices which require considerable care in handling and application. All precautions described in this manual therefore must be precisely observed to ensure sustained high accuracy, safe performance and a long life.

When the catheter is not in use, the pressure-sensitive sensor should be protected from damage by its plastic cap.

The device must not be used if any component is defective, or if the procedures described in the handling instructions in this manual have not been carried out.

Any changes or additions to the devices, not described in this manual, should be carried out only by the manufacturer or by third parties expressly authorized by the manufacturer to do so. They must comply with local regulations and accepted standards of good practice. The manufacturer cannot be held responsible for any claim which may result from changes and additions made by parties other than those mentioned above.

Like all technical apparatus, the device described in this manual requires correct handling, together with cleaning. The cleaning techniques required to ensure safe and efficient operation are described in the section on cleaning.

- Be extremely careful during handling, not to damage the catheter or the pressure-sensitive sensor.
- Do not introduce any object into the depression in the sensor. This is where the sensitivity chip is located, and the introduction of any object into the depression will permanently damage the functioning of the Micro Transducer Catheter.
- Do not apply a pulling force to the connection between the pressure-sensitive sensor and the catheter body.
- Do not bump the pressure-sensitive sensor against any object which could damage it.

The catheter body must be kept in optimal condition and must be treated with appropriate care. Never roll the catheter in coils less than 20 cm in diameter. Never bend, twist or apply excessive pressure when pulling on the catheter. When the catheter is not in use, the pressure-sensitive sensor should be protected with its plastic cap. Failure to comply with these instructions may result in damage which could cause inaccuracies in crucial measurements.

3.

GENERAL APPLICATION

The Micro Transducer Catheters are designed for invasive diagnostic applications and provide for accurate physiological measurements. They are essential for applications where ease of handling, accuracy of measurements or the measurement of more than one parameter is of special interest. In addition to the medical applications on human beings, the transducers are very suitable for physiological measurements during laboratory-animal tests and experiments. The MTC is intended for a one time use application.

The Micro Transducer Catheters will allow catheterizations that are more reliable and less time-consuming than those using fluid-filled catheters with an extra-corporeal pressure transducer, which often require lengthy debubbling and zeroing prechecks. The Micro Transducer Catheters have a very high frequency response and therefore enable the study of derivatives of the pressure waveform.

Even phono registrations, such as of intracardial phono, may be made. The Micro Transducer Catheters have very good short and long term stabilities which eliminate the necessity of repeated zeroing the pressure sensor during measurements.

Description of the pressure sensor.

The Micro Transducer Catheters are based on advanced semiconductor technology. They have one or more sensors at the distal end of the catheter depending on the type. Each sensor comprises a silicon pressure-sensitive chip. The chip contains diffused resistors which are connected in a full Wheatstone Bridge circuit which accurately generates electrical signals proportional to pressure changes.

Extensive research has resulted in a product of exceptional mechanical strength, low temperature drift and high stability, achieved by the development of special techniques used for packaging the chip in the tip of the catheter, and the development of special connecting techniques used to fasten the pressure-sensitive sensor to the catheter-tip.

4. OPERATION INSTRUCTIONS

The MTC is a precision device which must be handled with extreme care. Each Micro Transducer Catheter is provided with a protective cover which fits over its sensor(s). The cover is designed to shield the precision sensor(s) from accidental damage during handling. It is manufactured according to generally accepted standards of good workmanship. The following rules for use must be precisely observed. Start with the cleaning instructions described in section "Cleaning instructions" and proceed as indicated. The catheter is cleaned and visually inspected by the manufacturer before dispatch. The MTC is delivered unsterile; for disinfection and sterilization, see section "Sterilization/disinfection".

4.1 Cleaning Instructions for catheter

The catheters cleaning is of great importance.

The catheter must be thoroughly rinsed in tap water to remove any deposits from the sensor and other parts. The lumen, if any, must be flushed until the effluent is clear. Residues and other deposits can be removed by carefully using a soft brush and by cleaning with a soft wet gauze or tissue. Soak the catheter in Alconox TERG-A-ZYME (see manufacturers directions), or a similar enzymatic soap solution. Flush the lumen, if any, with the solution. Afterwards, the catheter must be thoroughly rinsed and the lumen be flushed with tapwater.

The electrical plug must not be allowed to come into contact with the liquid as this could cause changes in the value of the adaptation elements and cause a blockage in the reference lumen.

CAUTION

Never clean the catheter with ultrasonic equipment. Never clean the catheter in organic solutions, especially: ethyl alcohol, esters and ethers, ketones, phenols such as lysol, hexachlorophene, carbolic acid, halogen alkanes, silicon fluid or oils.

Never use strong alkaline solutions or solutions containing hypochlorides or peroxide. Do not pull the catheter during cleaning.

To prevent corrosion and electrical defects, make sure that electrical connector(s) do not come into contact with moisture.

Note:

Never touch membrane with fingers, fingernails or any other mechanical tool when cleaning membrane, deposits of the membrane of albumen or albuminous layer, soak in an enzymatic solution, and soak in clean water and gently try to remove layer by means of small cotton-wool clip-swab

4.2 Visual Inspection

Immediately after cleaning, and before sterilization, the Micro Transducer Catheter must be visually inspected using a magnifying glass.

The following points must be checked:

- Check for mechanical damage of the pressure-sensitive sensor, the catheter body and the joint between the pressure sensitive sensor and the catheter.
- Check for protein on the catheter or in the depression of the pressure-sensitive sensor.

4.3 Connection of MTC(s) to pressure measuring units

The standardized specification of the MTC allows the use of passive interface cables.

The uniform sensitivity at 37°C allows the MTC(s) to be fully interchangeable with different types of equipment.

- Connect the MTC via the extension cable to the pressure measuring unit.
- Adjust the pressure measuring unit for the zero-baseline. During the process of zeroing, the pressure-sensitive sensor(s) of the Micro Transducer Catheter must be under atmospheric pressure, protected from direct light and without pressure being applied on the sensor.

- If the sensitivity of the pressure measuring unit can be adjusted, follow the manufacturer's instructions of the measuring unit. If the extension cable with free end (9815 150 20001) is used, see page 18

If the pressure measuring unit has a fixed sensitivity the MTC can be connected without further adjustments.

The Micro Transducer Catheter is manufactured to ensure the short and long term stabilities of the baseline.

The drift on the baseline occurs primarily during the first hours after wetting the pressure-sensitive sensor.

Even after longer wetting the drift is very small.

For low-pressure measurements, such as in the right heart, pre-wetting of the pressure-sensitive sensor as described below is advisable.

For high accuracy measurements, the initial drift may be eliminated by wetting the Micro Transducer Catheters a few hours before beginning the measurement. Wetting and sterilization of the catheter can be combined if a sterilizing solution is used.

Cal-connectors

The best way to calibrate with the highest accuracy is using the cal-connectors.

By using the cal-connectors, you also have the advantage that you can reduce the sensitivity drift of the catheter the same time. Normally, calibration is done at room temperature (20° or 68°F). At the change-over to body temperature (37°C or 98°F) there can appear a max. sensitivity drift (20°C - 37°C: 17%, 17 x 0,25% = 4,25%) of 4,25% of the actual.

Of course this temperature drift can also be reduced by submerging the catheter in sterile water at body temperature and subsequently following the calibration steps. For reasons of sterility, the use of cal-connectors is preferred.

Ordernr. cal-connectors: HD50 000 12401

5.

STERILIZATION/DISINFECTION FOR CATHETER AND EXTENSION CABLE

Sterilization should only be done in ethylene oxide gas.
Ethylene Oxide Gas (85°F - 145°F, 28°C-63°C).

Sterilization in alcohol-based solutions or strong alkaline solutions must be avoided.

Follow the rules of the gas sterilizing equipment manufacturer accurately.

Carefully clean the sterilizer before use. The catheters and the lumen should be completely dry before placing them in the sterilizing equipment.

After sterilization in ethylene oxide gas, the Micro Transducer Catheter must be left for at least 24 hours to allow gas to disperse.

The Micro Transducer Catheter should be sterilized with the protective plastic tube. If the catheter is shaped with a curve retainer, sterilization must be done with the catheter in the curve retainer.

Glutaraldehyde Solution (e.g. Cidex):

Follow the steriant manufacturers recommendations for proper dilution, sterilization time and rinsing.

Benzalkonium Chloride Solution (e.g. Zephiran Chloride):

Follow the steriant manufacturers recommendations for proper dilution, sterilization time and rinsing.

The extension cable can be sterilized in the same manner as the Micro Transducer Catheter, using ethylene oxide gas.

In general, the extension cable should be loosely coiled after use and regularly inspected for severe kinks, cuts, scratches, etc. Connectors should be checked to ensure that they are in good condition.

The catheter manufacturer is not responsible for the efficiency of any of the sterilization/disinfection methods.

CAUTION

Autoclave sterilization must not be used since the temperature involved will irreparably damage the pressure-sensitive sensor. Irradiation sterilization will also damage the sensor and should not be used.
To prevent corrosion and electrical defects make sure that electrical connector(s) do not come into contact with moisture.

6.

CURVING THE CATHETER

In certain cases, it may be necessary to curve the catheter to make it more manoeuvrable. If the catheter is to be curved, this must be done before it is sterilized. Curving can be done by placing the catheter in a curve retainer and placing the assembly in an environment with a temperature of 80°C, 176°F for one hour. Then allow the catheter to cool to room temperature while still in the curve retainer. Care must be taken during this operation to ensure that the sensor(s) is (are) not damaged by rough handling at least 20 mm of catheter body, measured from the (proximal) sensor to the front or top/side edge of the curve retainer should be kept free from bending.

Note:

To maintain the desired curving of the catheter after sterilization, sterilization must be done with the catheter placed in the curve retainer.

7.

ELECTRICAL SAFETY

CAUTION

The Micro Transducer Catheter must be used with type CF equipment complying with IEC recommendations, IEC publication 601-1, first edition 1977 «Safety of Medical Electrical Equipment» and Standard for Cardiovascular Catheters (draft) AAMI CVC-D2/T79. According to these publications, electrically floating circuitry should be used with the Catheter-tip pressure transducers.

The metal luer-lock connector has a metal flange which must be insulated by the use of a counter luer-lock connector of insulating material.

Electro surgery (Diathermy)

Electrosurgery will not damage the MTC as long as there is a minimum distance between the MTC and the electrosurgery electrode and if the Electro surgery equipment is properly used. See instruction Electro surgery equipment.

CAUTION

Electrically floating circuitry for the pressure measurement equipment (type CF) must be used.

Although most pressure measuring units largely suppress the interference generated by electrosurgical cutting and coagulating electrodes, extra care should be taken to make conditions as favorable as possible for pressure measurement.

Instructions for connecting the patient to the monitor should be scrupulously observed. The MTC(s) should be placed as far as possible from the operation site and from the indifferent electrode of the electrosurgical equipment. Wherever possible, the active MTC(s) should be placed equidistant from the neutral electrode and from the indifferent electrosurgery electrode.

Avoid looping, crossing or paralleling the MTC(s) and extension cable with the cable of the active electrode of the electrosurgery unit. If possible, keep them separate and perpendicular to each other.

The distance between the operating site and the indifferent electrosurgery electrode should be kept as short as possible. An HF earthed indifferent electrosurgery electrode is preferable to a floating electrode.

The pressure display can be disrupted during electrosurgery.

Defibrillation

CAUTION Electrically floating circuitry must be used.

External defibrillation shocks do not harm the MTC. Defibrillation electrodes may not come into contact with the MTC(s) and the extension cable(s). The pressure display can be disrupted during defibrillation.

8.

TECHNICAL DATA

Micro Transducer Catheter-pressure; without extension cable:

Excitation voltage chip	2.0 V to 4 V AC or DC
Pressure range	-300 to +300 mmHg (-40 to +40 kPa)
Max. allowable pressure	4000 mmHg (533 kPa)
Operational temperature	15 - 50°C
Sensitivity (37°C)	9.583 μ V/N.mmHg (\pm 1.5%) 71.88 μ V/N.kPa (\pm 1.5%)
Non-linearity + hysteresis	max. 0.5% full scale
Unbalance	max. \pm 15 mmHg (2 kPa)
Baseline drift	max. 0.075 mmHg/°C (0.01 kPa/°C)
Sensitivity drift	max. 0.25% act. val./°C
Zero drift in H ₂ O at 37°C	1h -1 mmHg (0.13 kPa) 2h -1.5 mmHg (0.2 kPa) 16h -4 mmHg (0.52 kPa)
Input impedance at 37°C	948 Ohm \pm 1%
Output impedance at 37°C	1500 Ohm \pm 1%
Frequency response	100 KHz (-3dB)

9.

FUNKTIONAL TESTZero-calibration:

During the zeroing process, the pressure-sensitive sensor of the Micro Transducer Catheter must be under atmospheric pressure, protected from direct light and without pressure being applied to the sensor.

If the zero offset is more than 100 mmHg and cannot be compensated by the pressure amplifier, in most cases, the cause is a bent membrane.
Usually, this can be compensated for in the factory.

Note:

A broken membrane cannot be repaired. If the disconnection or cable break occurs in the connector, this can be repaired in the factory.

Broken wiring inside the catheter tube (due to, for example, overstretching) cannot be repaired.

We advise not to open the connector (i.e. break the seals) yourself. Opening the connector renders your warranty void.
Connecting of the fragile wiring is very delicate and can only be completed with special tooling under a microscope in the factory. We strongly advise you to return your catheter to our Repair Shop via our local representative.

Check of the sensitivity:

During factory calibration the Micro Transducer Catheters are given uniform sensitivity at 37°C which allows them to be fully interchangeable with different types of equipment.

The catheter has to be cleaned before the calibration procedure.

The calibration can be done by comparing a 100 mmHg (13.3 kPa) reading produced by a pressure source to which the catheter tip is connected with a reading produced on the measuring system working with the catheter.

The hemostatic valve, supplied with the catheter, can be used to connect the pressure-sensitive sensor to an external pressure source, permitting the calibration of the transducer.

Procedure:

1. Ensure that the valve has the correct French size before the sensor is pushed through.
2. After positioning, close the valve completely by rotation.
3. Check the temperature.

Care must be taken that the membrane of the hemostatic valve does not touch the pressure-sensitive sensor during measurement.

An alternative method is to submerge the catheter in water (ideally having a temperature of 37°C), on the assumption that 10 cm of submerged pressure-sensitive sensor represents a pressure of 7.35 mmHg (0.98 kPa.)

If the reading on the measuring system is not equal to the reading on the pressure source, it may be necessary to repeat the zero-calibration procedure.

Sensitivity is not correct:

check:

1. temperature at which the measurement is carried out and make correction if necessary.
2. if the zero-calibration is correct.
3. if the membrane is not contaminated.
4. if the measuring equipment is correct.

action :

If a deviation from the specification still occurs, it can be caused by a contaminated or a bent membrane. In most cases, this error can be corrected in the factory by recompensating. So contact your supplier.

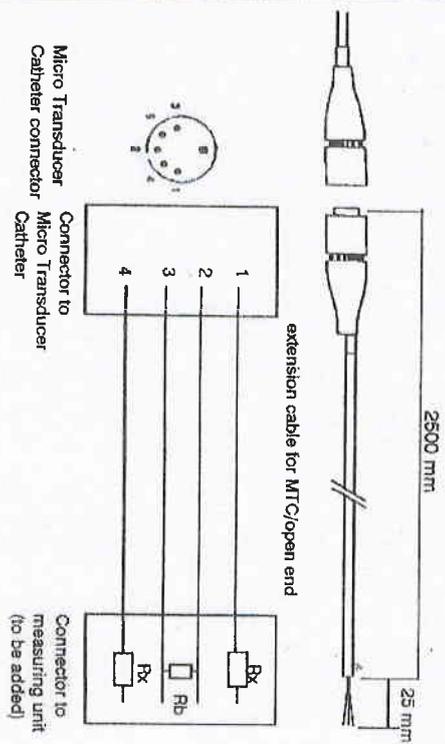
Extension cable with open-end

For connection of Micro Transducer Catheter to pressure measuring systems.

Using the open-ended extension cable (9815 150 20001), the Micro Transducer Catheter can be connected to any blood pressure measuring unit, with the restriction that the unit must be Class CF, according to IEC 601-1.

Adjustment has to be made to the extension cable to adapt the MTC to the input impedance, to the excitation voltage, and to the sensitivity of the measuring unit.

This can be done by placing adaptation resistors in the excitation lines 1 and 4 and/or between the measuring lines 2 and 3 (see figure on page 18). If the sensitivity of the pressure measuring unit can be adjusted, only adjustment for the excitation voltage is required.



Extension cable wires

Open-end extension cable wires.

1. = V + = excitation + = Red
2. = S + = signal + = Green
3. = S - = signal - = Blue
4. = V - = excitation - = White
5. = screen = Blank

Adaption resistor calculation:

This should be done by using the MTC model shown in Figure 2. The adaption resistors must be calculated according to formulas (1) and (2), however, there are two restrictions:

- a. The MTC bridge voltage (V) limitations are $2 \text{ Volts} \leq V \leq 4 \text{ Volts AC or DC}$
- b. The unloaded MTC sensitivity (S) is factory calibrated at: $S = 9.5833 \mu\text{V}/(\text{V} \cdot \text{mmHg})$ at 37°C .

Example:

Adaption of the MTC to a monitor with characteristics

$$S_m = 5 \mu\text{V}/(\text{V}/\text{mmHg}) \quad R_{i,m} = (\geq 150 \text{ k}\Omega\text{m})$$

$$V_m = 5\text{V} \quad R_{o,m} = 0 (\leq 10 \Omega\text{m})$$

Solution:

Take a bridge voltage within the limitation range $2 \text{ Volts} \leq V \leq 4 \text{ Volts}$, bearing in mind that $S_m \cdot V_m < S \cdot V$. A voltage of $3 \text{ Volt} = V$ will meet this requirement.

Substitution of the values in equation (1) and (2) define the values of R_s and R_b : $R_s = 632 \text{ Ohms}$ and $R_b = 10 \text{ k}\Omega\text{ms}$.

Notes:

- The tolerance of the resistors R_s and R_b should be 1% or less with respect to the calculated values.
- The resistor R_s should be equally spread between the excitation lines V_+ and V_- .

- S_m = sensitivity (monitor) amplifier ($\mu V/V/mmHg$)
- S = sensitivity MTC ($\mu V/V/mmHg$) ($S = 9.5833 \mu V/V/mmHg$)
- V_m = bridge supply voltage (monitor) amplifier (Volts)
- V = bridge supply voltage MTC (Volts)
- $R_{i,m}$ = input impedance (monitor) amplifier (Ohm)
- R_b = load impedance extension cable (Ohm)
- R_s = total series impedance extension cable (Ohm)
- $R_{i,MTC}$ = input impedance MTC (Ohm) (948 Ohm)
- $R_{o,MTC}$ = output impedance MTC (Ohm) (1500 Ohm)
- $R_{o,m}$ = output impedance (monitor) amplifier (Ohm)

Notes:

- Model only defines differential specification of MTC, common mode specification of signals are not shown.
- $S = 9.5833 \mu V/V/mmHg$ at 37°C, S can be recalculated at different temperatures using the MTC temperature sensitivity-coefficient 0.25%/°C max.
- If one or more of the calculated resistors has a negative value then:
 - a. try a higher value of V within the limitation range $2 \leq V \leq 4$ Volts
 - b. if $V \geq 4$ V an active MTC adaption is necessary, contact your local supplier for details.

LCVR

Differential Pressure
Transducer

celesco
VR
SERIES



Features:

- Full scale ranges of 3/4" to 400" water column
- Miniature, lightweight (2 1/2 oz.)
- Rugged construction
- Virtually insensitive to positional errors or shock/vibration
- High sensitivity/wide dynamic range
- Precision measurements at affordable prices

Applications:

- Variable air volume in HVAC
- Medical respiratory equipment
- Energy management systems
- Fume hood instrumentation
- Low flow/volume measurements
- Clean room static pressure control
- Dust control/filtration systems

Celesco's Model LCVR is...

A precision variable reluctance differential pressure transducer at an affordable price. An ideal component for the OEM designer to integrate into a flow measuring, VAV or static pressure system. Its small size, light weight and rugged construction lends itself to special packaging requirements. Its price makes it cost effective for a wide range of applications.

In a variable reluctance transducer, the applied differential pressure deflects a stainless steel diaphragm, a common element in the magnetic circuit of two matched coils on either side of the diaphragm. The deflection changes the magnetic paths, increasing the reluctance of one, while decreasing the reluctance of the other. The resulting change in the relative values of the two inductances is linearly related to the magnitude of the differential pressure. Typical imbalance of the inductors at full scale pressure produces an output of approximately 25mV per volt of applied excitation.

The inductors are driven by a signal of 3-5KHz from an accessory carrier-demodulator. This device also contains a synchronous demodulator, which converts the AC imbalance output to a DC analog signal (information relating to carrier demodulators available for use with the LCVR may be found in the LCCD bulletin).

The LCVR is a family of variable reluctance differential pressure transducers, capable of handling a full range of differential pressures from 3/4" to 400" of water column.

The variable reluctance transducer is ideal for medium to ultra-low pressure measurements. The VR design is virtually immune to positional errors, and the effects of shock and vibration.

This is the transducer of choice for differential pressure measurements to determine air flow.

celesco
TRANSDUCER PRODUCTS, INC.

100/990

140

20630 Plummer Street
Chatsworth, CA 91311-5111
(818) 701-2750 Fax: (818) 701-2799
Toll Free: 800-423-5483

LCVR
Differential Pressure
Transducer

Specifications

GENERAL

Pressure Ranges	0-1000 cm H ₂ O
Proof Pressure	150% of range
Over Pressure ¹	300% of range
Line Pressure	2000cm H ₂ O
Leakage	1 cc / min. max. at 2000 cm H ₂ O line
Pressure Cavity Volume	0.3 cc typ.
Media	Compatible with 410 SST, Mu-metal and Epoxy Potting Compound
Weight	2.5 oz. max.

ELECTRICAL

Excitation Voltage ²	0.005 volts RMS/Hz max.
Excitation Frequency	1000 to 10,000Hz
DC Resistance at 25°C	30 ohms ±20%
Inductance at 4 KHz	15 to 25 mh, each coil

PRESSURE RANGES

inches	cm
3/4	2
2	5
4	10
8	20
20	50
40	100
80	200
200	500
400	1000

PERFORMANCE @ 25 ° C

Linearity ³	±0.25% F.S. max.
Hysteresis ⁴ 50 cm or higher	0.5% F.S. max
Hysteresis ⁴ 20 cm or less	0.25% F.S. max.
Zero Balance	±20% F.S. max
Sensitivity	25mV/volt ±10mV/volt at F.S.
Asymmetry ⁵	±1% F.S. max.
Thermal Zero	±0.10% F.S. / ° C max.
Thermal Sensitivity	±0.10% / ° C max.

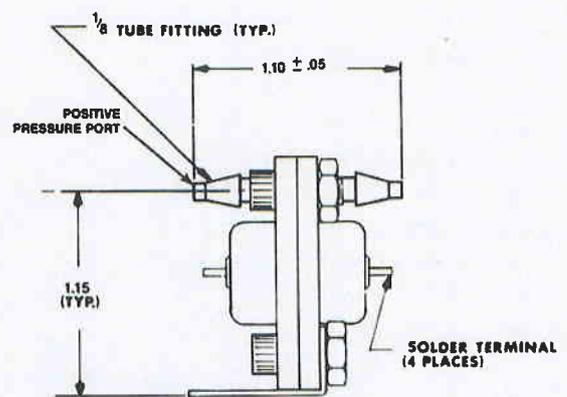
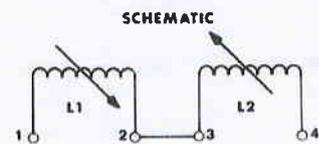
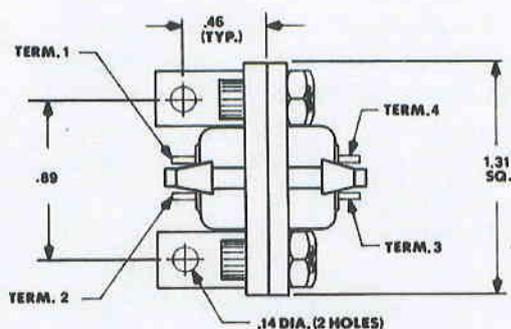
ENVIRONMENTAL

Temperature Range:	
Compensated	20° C to 40° C
Operating	-54° C to 70° C

NOTES:

- ¹ Less than 1.0% F.S. Zero shift.
- ² Nominal excitation; 5 to 10VRMS at 3 to 5KHz.
- ³ Linearity is Best Fit Straight Line.
- ⁴ Hysteresis includes first cycle Zero shift.
- ⁵ Asymmetry is difference in sensitivity for Bi-Directional differential pressure.

Data is subject to change without prior notice.

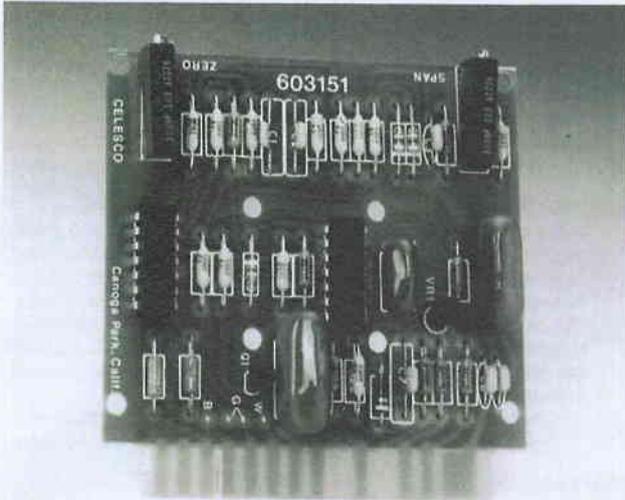


LCCD

Low Cost Carrier

Demodulators

celesco
VR
SERIES



Features:

- Compact design
- Edge card connection
- Design versatility
- Precision at affordable prices

Applications:

- Variable air volume in HVAC
- Energy management systems
- Medical respiratory equipment
- Dust control / filtration systems
- Atmospheric and geophysical research
- Wind tunnel instrumentation
- Low flow / volume measurements

Celesco's LCCD Series Are . . .

Low Cost Carrier Demodulators which provide excitation and demodulation for variable reluctance differential pressure transducers.

A variable reluctance differential pressure transducer (see appropriate literature) contains two series-connected inductors which are excited or driven at frequencies of 3-10KHz typically. A stainless steel diaphragm, a common element in the magnetic circuit of two series-connected inductors, is deflected by the differential pressure. This movement increases the reluctance of one path, while decreasing the reluctance of the other. The resulting change in the values of inductance is linearly related to the differential pressure. During pressure measurements, the imbalance of the inductors will produce an AC signal at the carrier frequency.

A carrier demodulator provides this excitation drive, and, in addition, converts the AC imbalance output signal to a DC analog signal, using synchronous demodulator techniques.

The LCCD series of carrier demodulators perform these functions, and offer a selection of input power choices and DC output formats most suitable to the user requirements. The configurations are:

LCCD-Basic unit providing 0 to 10Vdc or +/-10Vdc output corresponding to 0 to full scale or +/- full scale pressure.

LCCD110-Same as LCCD except for input power, which is 110/220Vac 50/60Hz line voltage.

LCCD420 Provides 4-20mA analog current for 0 to full scale pressure. Power requirements range from 12-45Vdc (see chart).

The LCCD series are PC Board designed, upon which the LCVR transducer may be mounted. Each includes zero and span adjustments for initial calibration.

8-95

celesco
means measurement

20630 Plummer Street
Chatsworth, CA 91311-5111
(818) 701-2750 Fax: (818) 701-2799
Toll Free: 800-423-5483

LCCD 110
Low Cost Carrier
Demodulators

Specifications

GENERAL

Size 3.5" x 5" x 1.5"
Weight 224 g. (7.9 oz.)
Mating Connector Cinch 252-15-30-160 or equiv.
(Mating/Edge connector (9035200-0009) sold separately)

ELECTRICAL

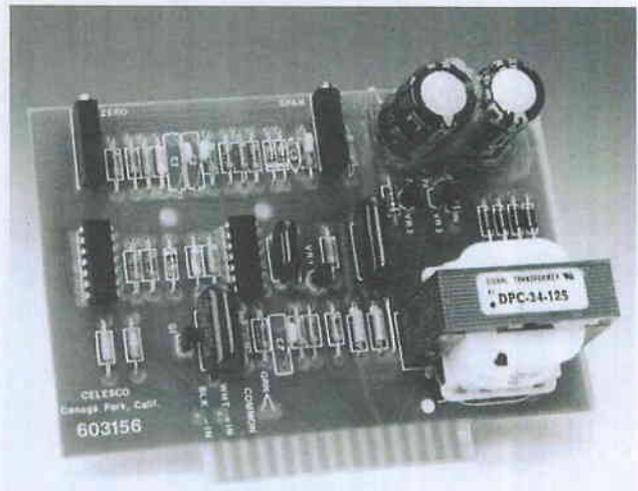
Input Voltage 110Vac or 220Vac
Input Power 2 watts max.
Output Voltage 0-10Vdc or +/-10Vdc or 0-5Vdc +/-5Vdc
Output Current 2mA max.
Output Impedance 10 OHM max.
Carrier Voltage 20 volts pk. to pk. nominal
Carrier Frequency 4KHz nominal
Adjustment Range:
Zero¹ +/-6Vdc min.
Span² 15mV/V to 40mV/V input

PERFORMANCE

Linearity +/-0.1% F.S. max.
Frequency Response -3dB max. at 500Hz
Output Noise 10mV pk. to pk. max.
Thermal Effects³:
Zero 0.0037% F.S./ deg. F typical
Span 0.0056%/ deg. F typical

ENVIRONMENTAL

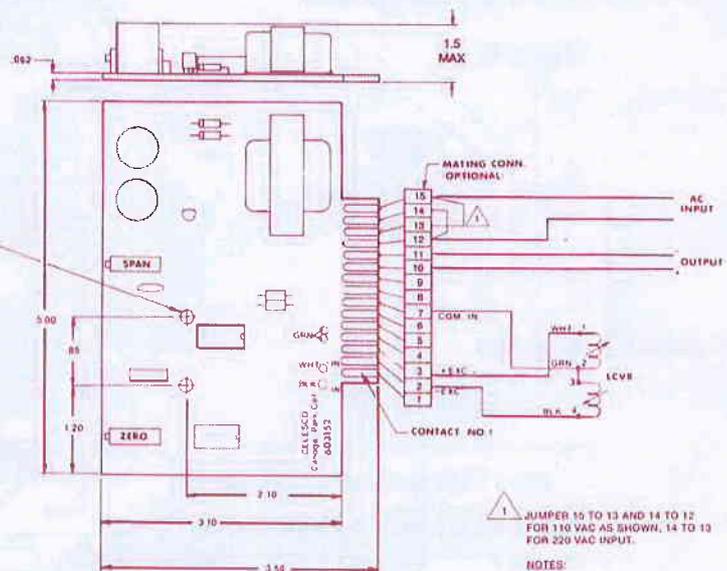
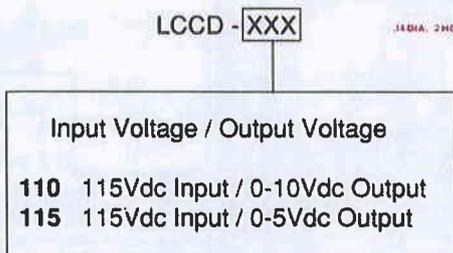
Max. Operating Temperature -22 to +158 deg. F



NOTES:

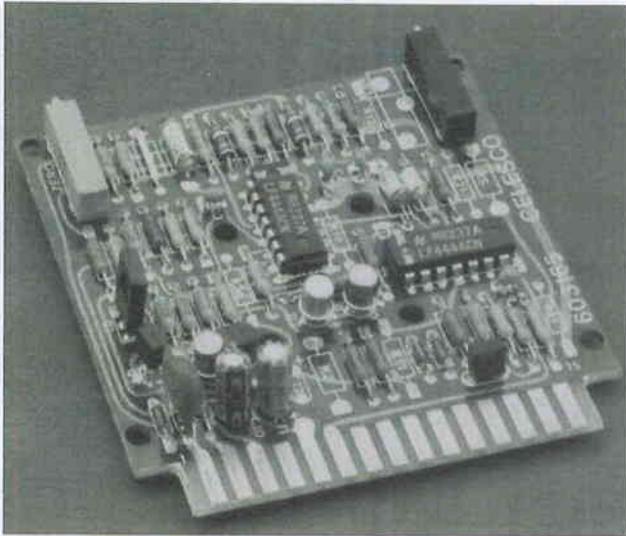
- 1 At 25mV / Volt Span setting.
- 2 For 10Vdc output.
- 3 For Temperature Range 32 to 122 deg. F.

Ordering Information



8-95

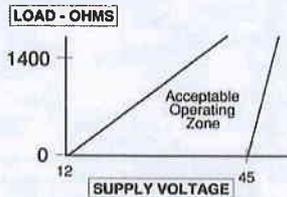
LCCD 420
Low Cost Carrier
Demodulators



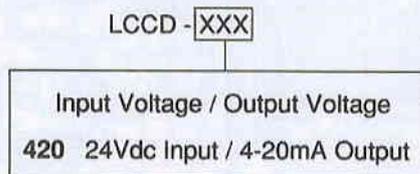
NOTES:

- 1 Measured at input terminals 1 and 2.
- 2 At 25mV / Volt Span setting.
- 3 Sensor sensitivity required for 4-20mA output.
- 4 For Temperature Range 32 to 122 deg. F.

Data is subject to change without prior notice.



Ordering Information



Specifications

GENERAL

- Size 3" x 3" x 0.65"
- Weight 32 g. (1.1 oz.)
- Mating Connector Cinch 252-15-30-160 or equiv.
(Mating/Edge connector (9035200-0009) sold separately)

ELECTRICAL

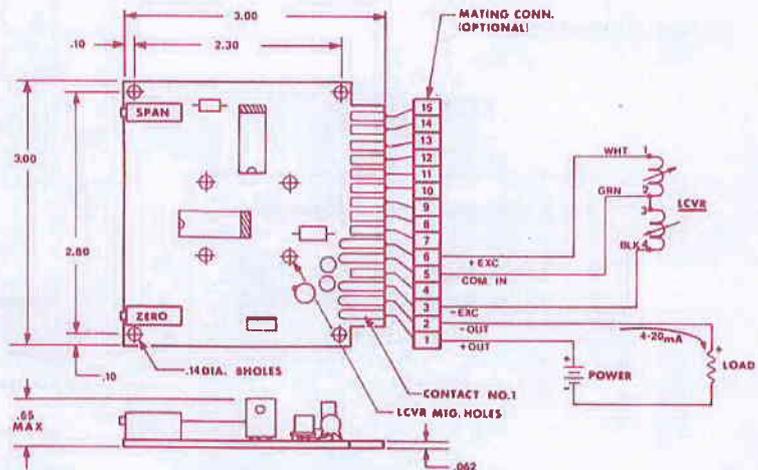
- Input Voltage¹ 12 to 45 Vdc
- Load Resistance See Load Graph
- Supply Voltage:
 - Minimum [12 + 0.02 x (Loop Res.)]Vdc
 - Maximum [45 + 0.004 x (Loop Res.)]Vdc
- Adjustment Range:
 - Zero² 0-50% F.S.
 - Span³ 15mV/V to 40 mV/V typical
- Protection Reversed Polarity
- Carrier Voltage 5.5V pk. to pk. nominal
- Carrier Frequency 16KHz nominal

PERFORMANCE

- Linearity +/-0.1% F.S. max.
- Frequency Response -3dB max. at 50Hz
- Output Noise 0.04% F.S. pk. to pk. max.
- Line Voltage Effects 0.01% F.S./Volt max.
- Thermal Effects⁴:
 - Zero 0.02% F.S./deg. F typical
 - Span 0.015%/deg. F typical

ENVIRONMENTAL

- Max. Operating Temperature -22 to +158 deg. F



8-95

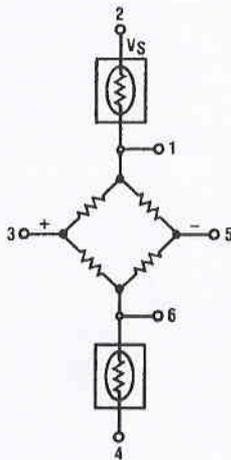
FEATURES

- 0 - 1 psi to 0 - 150 psi
- Precision Temperature Compensation
- Calibrated Zero and Span
- Small Size
- Low Noise
- High Accuracy
- High Impedance for Low Power Applications

APPLICATIONS

- Medical Equipment
- Barometry
- Computer Peripherals
- Pneumatic Control
- HVAC

EQUIVALENT CIRCUIT



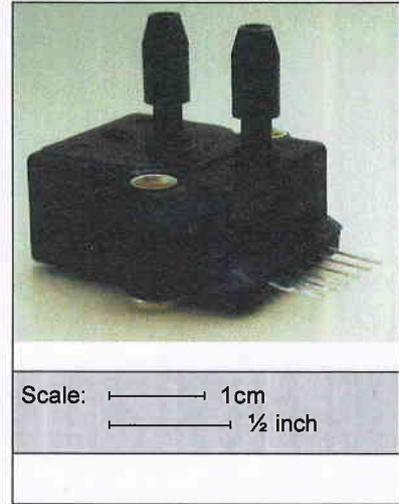
GENERAL DESCRIPTION

The SCX series sensors will provide a very cost effective solution for pressure applications that require high accuracy over a wide temperature range. These internally calibrated and temperature compensated sensors were specifically designed to provide an accurate and stable output over a 0°C to 70°C temperature range. This series is intended for use with non-corrosive, non-ionic working fluids such as air, dry gases, and the like.

Devices are available to measure absolute, differential, and gage pressures from 1psi (SCX01) up to 150psi (SCX150). The Absolute (A) devices have an internal vacuum reference and an output voltage proportional to absolute pressure. The Differential (D) devices allow application of pressure to either side of the pressure sensing diaphragm and can be used for gage or differential pressure measurements.

The SCX devices feature an integrated circuit sensor element and laser trimmed thick film ceramic housed in a compact nylon case. This package provides excellent corrosion resistance and provides isolation to external package stresses. The package has convenient mounting holes and pressure ports for ease of use with standard plastic tubing for pressure connection.

All SCX devices are calibrated for span to within $\pm 1\%$ and provide a very low zero pressure output of ± 300 microvolts maximum. Thus, for many applications, no trimming networks are required in the signal conditioning circuitry. If the application requires extended temperature range operation,

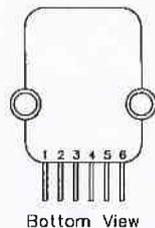


beyond 0 to 70°C, two pins which provide an output voltage proportional to temperature are available for use with external circuitry.

The output of the bridge is ratiometric to the supply voltage and operation from any D.C. supply voltage up to +30 V is acceptable.

Because these devices have very low noise and excellent temperature compensation, they are ideal for medical and other high performance applications. The 100 microsecond response time also makes this series an excellent choice for computer peripherals and pneumatic control applications.

ELECTRICAL CONNECTION



- Pin 1) Temperature Output (+)
- Pin 2) V_S
- Pin 3) Output (+)
- Pin 4) Ground
- Pin 5) Output (-)
- Pin 6) Temperature Output (-)

Note: The polarity indicated is for pressure applied to port B. (For absolute devices pressure is applied to port A and the output polarity is reversed.)

SCX - Series

Precision Compensated Pressure Sensors



PRESSURE SENSOR CHARACTERISTICS¹

STANDARD PRESSURE RANGES

PART NUMBER	OPERATING PRESSURE	PROOF PRESSURE*	FULL-SCALE SPAN ²		
			Min.	Typ.	Max.
SCX01DN	0 - 1 psid	20 psid	17.82 mV	18 mV	18.18 mV
SCX05DN	0 - 5 psid	20 psid	59.4 mV	60 mV	60.6 mV
SCX15AN	0 - 15 psia	30 psia	89.1 mV	90 mV	90.9 mV
SCX15DN	0 - 15 psid	30 psid	89.1 mV	90 mV	90.9 mV
SCX30AN	0 - 30 psia	60 psia	89.1 mV	90 mV	90.9 mV
SCX30DN	0 - 30 psid	60 psid	89.1 mV	90 mV	90.9 mV
SCX100AN	0 - 100 psia	150 psia	99.0 mV	100 mV	101.0 mV
SCX100DN	0 - 100 psid	150 psid	99.0 mV	100 mV	101.0 mV
SCX150AN	0 - 150 psia	150 psia	89.1 mV	90 mV	90.9 mV
SCX150DN	0 - 150 psid	150 psid	89.1 mV	90 mV	90.9 mV

* Maximum pressure above which causes permanent sensor failure

Maximum Ratings (For All Devices)

Supply Voltage V_s +30 V_{DC}
 Common-mode Pressure 50 psig
 Lead Temperature (Soldering, 4 seconds) 250°C

Environmental Specifications (For All Devices)

Temperature Range 0 to 70°C
 Compensated -40°C to +85°C
 Operating -55°C to +125°C
 Storage 0 to 100 %RH
 Humidity Limits

COMMON PERFORMANCE CHARACTERISTICS¹

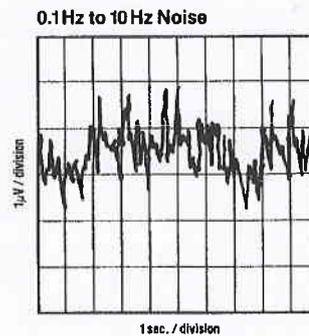
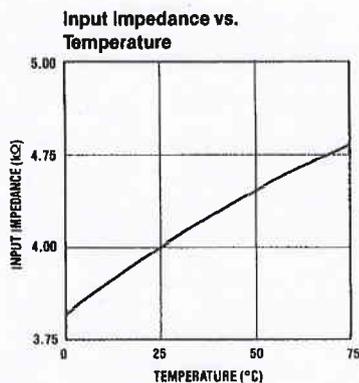
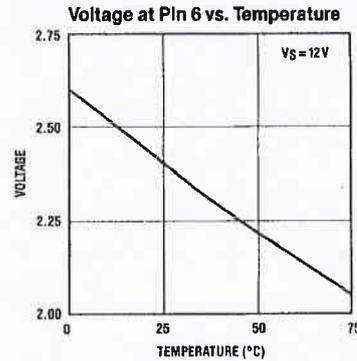
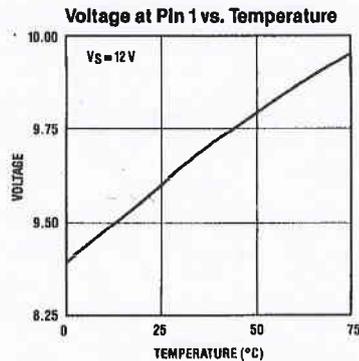
Characteristic	Min.	Typ.	Max.	Unit
Zero Pressure Offset	-300	0	+300	μV
Combined Linearity and Hysteresis ³	---	± 0.1	± 0.5	%FSO
Temperature Effect on Span (0-70°C) ⁴	---	± 0.2	± 1.0	%FSO
Temperature Effect on Offset (0-70°C) ⁴	---	± 100	± 500	μV
Repeatability ⁵	---	± 0.2	± 0.5	%FSO
Input Impedance ⁶	---	4.0	---	k Ω
Output Impedance ⁷	---	4.0	---	k Ω
Common-mode Voltage ⁸	5.8	6.0	6.2	V_{DC}
Response Time ⁹	---	100	---	μsec
Long Term Stability of Offset and Span ¹⁰	---	± 0.1	---	%FSO

SPECIFICATION NOTES:

- Reference conditions: Unless otherwise noted: Supply voltage, $V_s = 12 V$, $T_A = 25^\circ C$, Common-mode Line Pressure = 0 psig, Pressure Applied to Port B. For absolute devices only, pressure is applied to Port A and the output polarity is reversed.
- Span is the algebraic difference between the output voltage at full-scale pressure and the output at zero pressure. Span is ratiometric to the supply voltage.
- See Definition to Terms. Hysteresis - the maximum output difference at any point within the operating pressure range for increasing and decreasing pressure.
- Maximum error band of the offset voltage and the error band of the span, relative to the 25°C reading.
- Maximum difference in output at any pressure with the operating pressure range and temperature within 0°C to +50°C after:
 - 1,000 temperature cycles, 0°C to +70°C
 - 1.5 million pressure cycles, 0 psi to full-scale span
- Input impedance is the impedance between pins 2 and 4.
- Output impedance is the impedance between pins 3 and 5.
- This is the common-mode voltage of the output arms (Pins 3 and 5) for $V_s = 12 V_{DC}$.
- Response time for a 0 psi to full-scale span pressure step change, 10% to 90% rise time.
- Long term stability over a one year period.
- Maximum zero pressure offset for absolute devices is 0 $\pm 500 \mu V$.

March 1998/053

TYPICAL PERFORMANCE CHARACTERISTICS



GENERAL DISCUSSION

The SCX series devices give a voltage output which is directly proportional to applied pressure. The devices will give an increasing positive going output when increasing pressure is applied to pressure port P_B of the device. If the input pressure connections are reversed, the output will increase with decreases in pressure. The devices are ratiometric to the supply voltage and changes in the supply voltage will cause proportional changes in the offset voltage and full-scale span. Since for absolute devices pressure is applied to port P_A , output polarity will be reversed.

User Calibration

The SCX devices are fully calibrated for offset and span and should therefore require little if any user adjustment in most applications. For precise span and offset adjustments, refer to the applications section herein.

Vacuum Reference (Absolute Device)

Absolute sensors have a hermetically sealed vacuum reference chamber. The offset voltage on these units is therefore measured at vacuum, 0 psia. Since all pressure is measured relative to a vacuum reference, all changes in barometric pressure or changes in altitude will cause changes in the device output.

Media Compatibility

SCX devices are compatible with most non-corrosive gases.

Because the circuit is coated with a protective silicon gel, many otherwise corrosive environments can be compatible with the sensors. As shown in the physical construction diagram below, fluids must generally be compatible with silicon gel, plastic, aluminium, RTV, silicon, and glass for use with Port B. For questions concerning media compatibility, contact the factory.

MECHANICAL AND MOUNTING CONSIDERATIONS

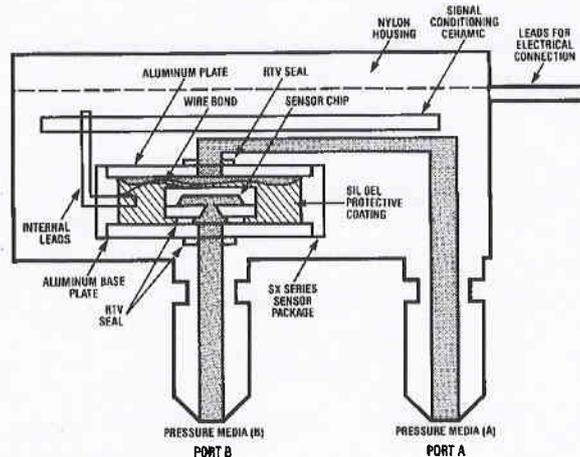
The SCX nylon housing is designed for convenient pressure connection and easy PC board mounting. To mount the device horizontally to a PC Board, the leads can be bent downward and the package attached to the board using either tie wraps or mounting screws. For pressure attachment, tygon or silicon tubing is recommended.

All versions of the SCX sensors have two (2) tubes available for pressure connection. For absolute devices, only port P_A is active. Applying pressure through the other port will result in pressure dead ending into the backside of the silicon sensor and the device will not give an output signal with pressure.

For gage applications, pressure should be applied to the port P_B . Port P_A is then the vent port which is left open to the atmosphere. For differential pressure applications, to get proper output signal polarity, port P_B should be used as the high pressure port and P_A should be used as the low pressure port.

SCX - Series

Precision Compensated Pressure Sensors



Physical Construction (Cutaway Diagram) (Not drawn to scale)

APPLICATION INFORMATION

The following circuits show some typical designs using the SCX series sensors. For specific applications information or assistance, please contact your nearest Sensym sales office or the Sensym factory.

Low Pressure Applications

For sensing pressures below 1 psi, the circuit shown in Figure A uses the SCX01DN to provide a 2 to 5 V output for a 0 to 10 inch of water column input pressure. This output signal is compatible with many A/D converters and hence can be used to interface to a microprocessor system. This low-cost circuit is easily adaptable to lower full-scale pressures down to 5 inches of water column.

Circuit Description

The LM10 is used to provide a voltage reference for the excitation voltage (V_E), and for the voltage node V_{REF} . With this configuration, V_E and V_{REF} are not affected by noise or voltage variations in the 12 V power supply. R_3 is used to adjust V_{REF} to set the initial offset voltage at the output, V_{OUT} .

The pressure signal, V_{IN} , is amplified by amplifiers B_1 and B_2 . (See Sensym Application Note SSAN-17A for details on this amplifier) R_2 is used to adjust the signal gain of the circuit. The output equation is given below.

$$V_{OUT} = V_{IN} [2 (1 + \frac{R_2}{R_1})] + V_{REF}$$

For the best circuit performance, a careful selection of components is necessary. Use wirebound pots of insure low temperature coefficients and low longterm drift. A five-element resistor array (10kΩ) SIP should be used for the resistors in the amplifier stage in order to obtain closely matched values and temperature coefficients. All other resistors should be 1% metal film. Amplifiers B_1 and B_2 should have low offset voltage and low noise. Signal lines should be as short as possible and the power supply should be capacitively bypassed on the PC board.

Adjustment Procedure

1. With zero-pressure applied, adjust the offset adjust R_3 , until $V_{OUT} = 2.000$ V
2. Apply full-scale pressure (10 in. W.C) to port B_1 and adjust the full-scale adjust R_2 , so that $V_{OUT} = 5.000$ V.
3. Repeat procedure if necessary.

Medical Applications

For blood pressure monitoring applications, the circuit shown in Figure B provides a 0.5 V to 3.5 V output for a 0 to 300 mm Hg input pressure. The circuit is easily calibrated and is not affected by changes in the voltage supply. Because 300 mm Hg is approximately 5.8 psi, an SCX05DN is used.

Circuit Description

The circuit shown here in Figure B is very similar to that shown in Figure A. The internal 200 mV reference voltage of the LM10 is amplified to provide power to the sensor and to provide a voltage reference, V_{REF} . This allows the circuit to operate at a supply voltage between 5 and 20 volts without affecting performance of the circuit. By adjusting R_3 , V_{REF} is used to set the initial zero-pressure voltage at V_{OUT} . The pressure signal, V_{IN} , is amplified by amplifiers B_1 and B_2 . These amplifiers should be precision op amps with low offset voltages and high common-mode rejection. The signal gain is adjusted by R_2 , and the overall equation for the output voltage is given by ,

$$V_{OUT} = V_{IN} [2 (1 + \frac{R_2}{R_1})] + V_{REF}$$

Adjustment Procedure

1. With zero-pressure applied, adjust the offset adjust R_3 , until $V_{OUT} = 0.500$ V
2. Apply full-scale pressure (300 mm Hg) to port B_1 and adjust R_2 , until $V_{OUT} = 3.500$ V.
3. Repeat procedure if necessary.

March 1998/053

Aubinger Weg 27, 82178 Puchheim, Germany
 Phone 0049 - (0) 89 80 08 30, Fax 0049 - (0) 89 8 00 83 33 149
<http://www.sensortech.com>

APPLICATION INFORMATION (cont.)

Parallel A/D Conversion

The SCX sensor can be easily interfaced to a microprocessor bus. Using an A/D converter, for a 0 to 1 psig input, the circuit in Figure C will provide an eight-bit parallel output which is proportional to applied pressure. The circuit allows for easy calibration and uses a single 5V supply.

Circuit Description

The output signal of the sensor is amplified by A_1 , and A_2 . The pot. in resistor R_1 , can be adjusted to calibrate the gain of the circuit as shown in the following gain equation:

$$V_{OUT} = V_{IN} \cdot 2 \left[1 + \frac{R_1}{R_2} \right]$$

By adjusting R_3 , V_{IN} (-) on the A/D converter is used to adjust the initial offset voltage. A zener diode (LT1004) sets the initial input voltage and provides the reference voltage for the converter. The converter will output the maximum digital code when the A/D converter's input voltage, V_{OUT} , is twice the zener voltage, minus $1 \frac{1}{2}$ LSB. The A/D converter, as shown, is a free-running configuration where the binary output is updated continuously*. The only requirement is that the WR and INTR must be momentarily grounded after power-up to ensure proper operation.

Adjustment Procedure

1. With no pressure applied, adjust the offset pot R_3 until all bits are zero except the LSB, which should be switching between one and zero.
2. Apply full-scale pressure (1 psig) to port B, and adjust the full-scale pot R_2 until all bits are ones except the LSB which should be flickering between one and zero.
3. Repeat procedure if necessary.

* For timing specifications and bus interface, see the ADC0804 Datasheet from National Semiconductor.

Serial A/D Conversion

The circuit shown in Figure D is similar to that shown in Figure C, except the output is bit serial. Also shown (under the dashed line) is a complimentary circuit for converting the serial output to a parallel output for simplified testing.

Circuit Description

The three op amp configuration allows V_{OUT} to be at the same common-mode voltage as V_{IN} , and takes advantage of the excellent CMRR of the ADC0831. R_2 is used to adjust the gain of the amplifier such that

$$V_{OUT} = V_{IN} \cdot 2 \left[\frac{3}{2} + 2 \frac{R_1}{R_2} \right]$$

The A/D converter will output the maximum digital code when V_{OUT} is equal to the zener voltage minus $1 \frac{1}{2}$ LSB. The initial offset of the circuit can be nulled out by adjusting pot R_3 . The converter circuit requires only a clock and a chip select (CS) line in order to operate. As shown in Figure E, when CS goes low, the A/D converter will start a new conversion on the next rising edge of the clock. On the next falling edge of the clock, D_0 will have a zero start bit. Then, starting with the MSB, the data out line (D_7) will provide the converted digital output during the next eight consecutive falling edges of the clock. The serial output can be read by using an oscilloscope, a microprocessor, or a simple serial-to-parallel converter as shown in Figure D.

Adjustment Procedure

1. With zero-pressure, adjust R_3 , until the output of the A/D converter is alternating between 00 and 01 (HEX).
2. Apply full-scale pressure (1 psig) to port B, and adjust R_4 until the digital output alternates between the FE to FF transition.
3. Repeat procedure if necessary.

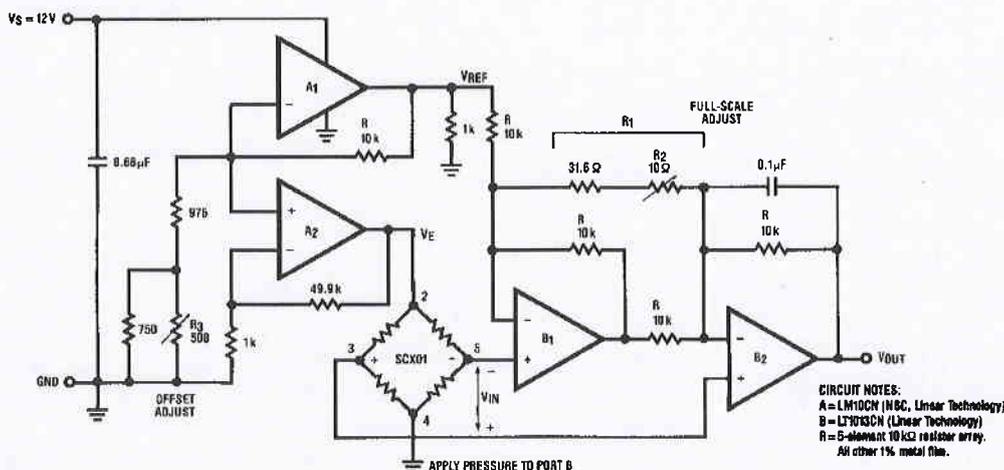


Figure A. Low Pressure Circuits Provide a 2 to 5 V Output for a 0-10 in. W.C. Pressure Input

SCX - Series Precision Compensated Pressure Sensors

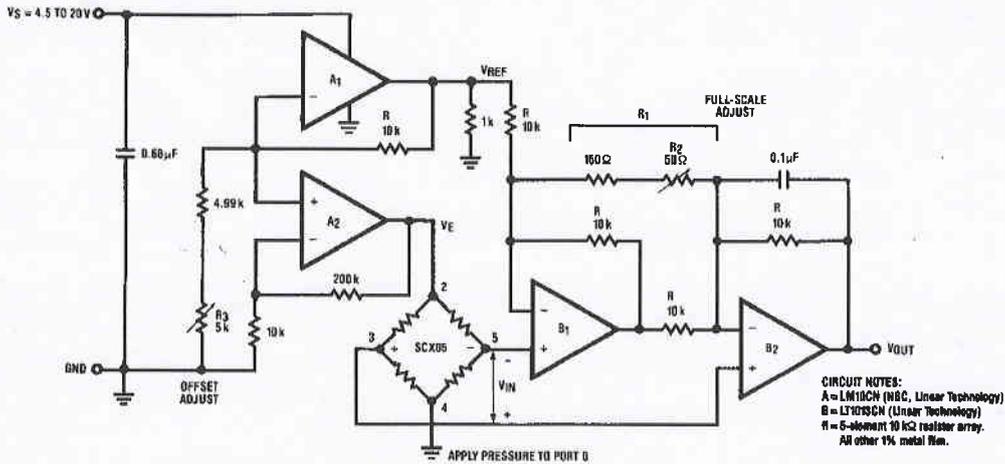


Figure B. Medical Application Circuit Provide a 0.5 to 3.5 V Output for a 0-300mmHg Pressure Input

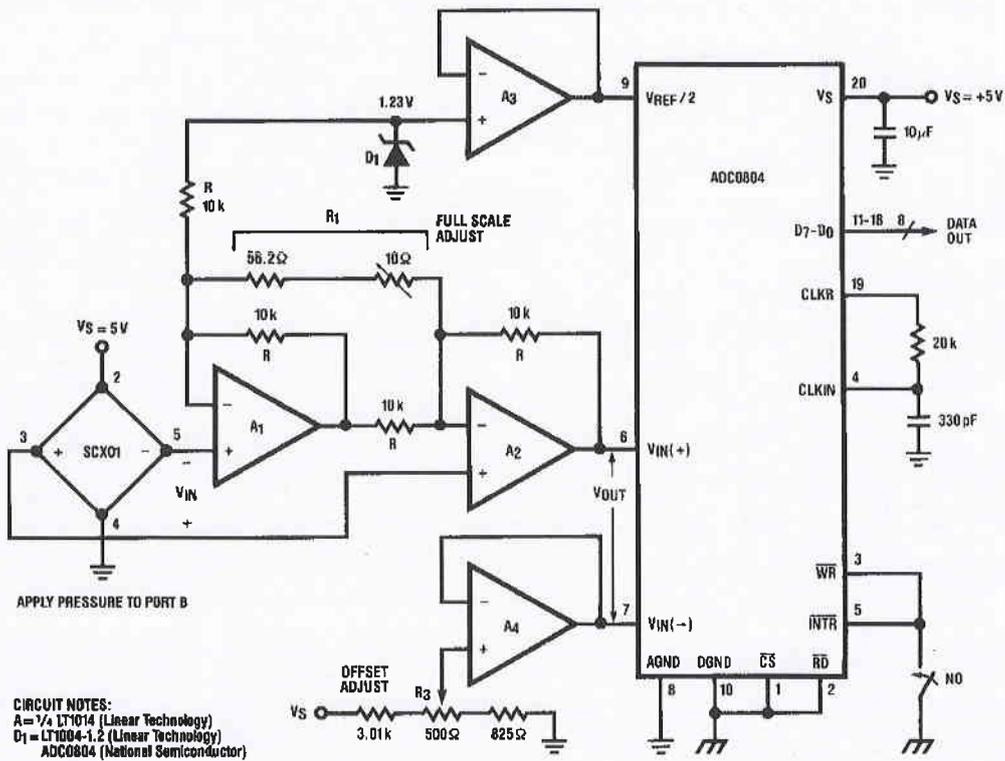


Figure C. A Parallel A/D Conversion Circuit for 0-1 psig Applications.

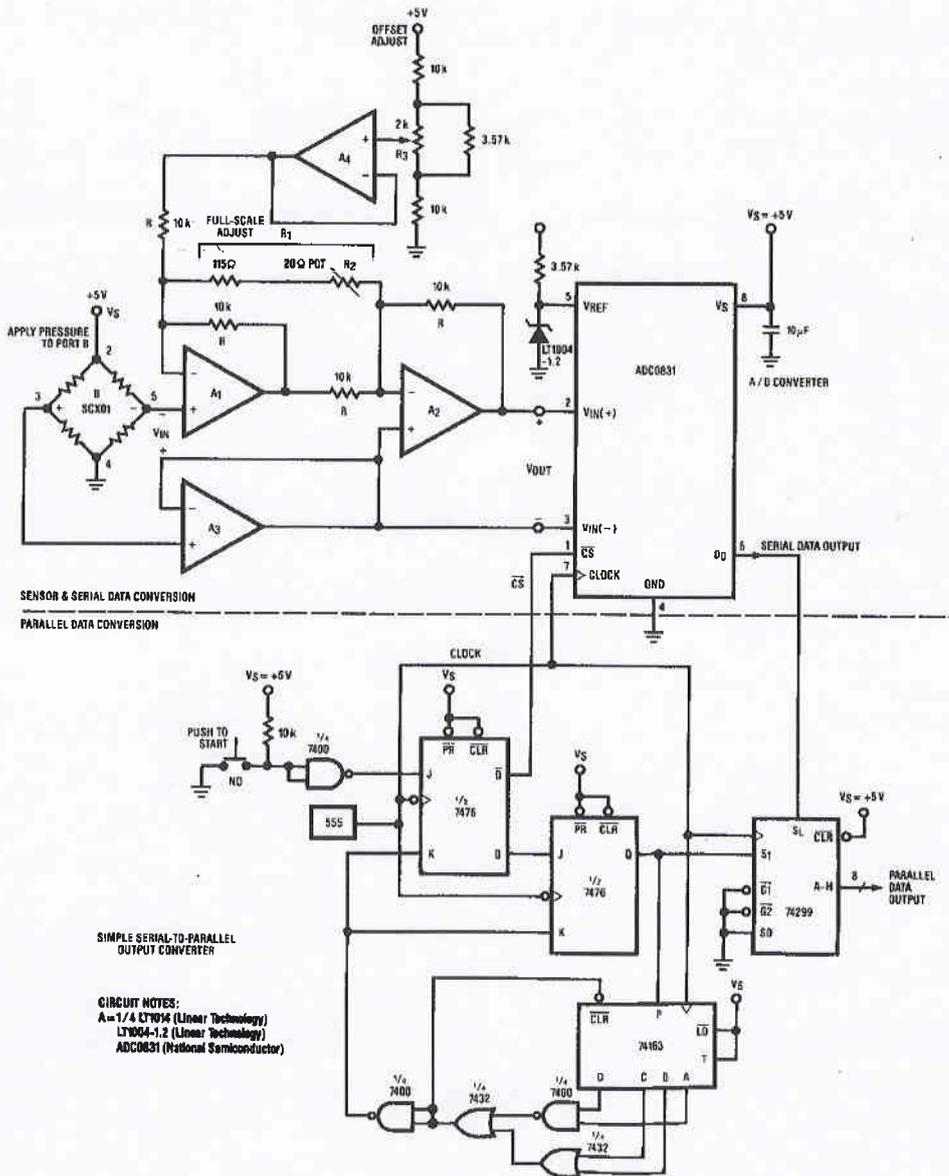


Figure D. Serial A/D Conversion for 0-1 psig Applications and Simple Test Circuit

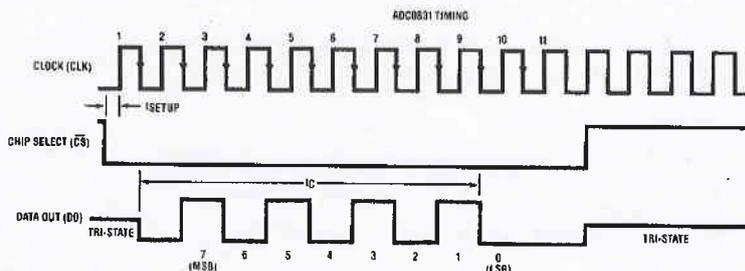


Figure E. Timing Diagram

PRESSURE SWITCH

The circuit shown in Figure F is an example of using the SCX01D to make an accurate 0.5 psi switch. This design can be easily adapted to other pressure ranges by using higher pressure range SCX sensors.

Circuit Description

Operating the SCX01D from 5V the sensor will have $\frac{5}{12}$ the sensitivity given on the SCX data sheet. The output at 0.5 psi will be 3.75 mV. Resistor R_1 sets the amplifier gain to 269 V/V. Zener D_1 biases the amplifier output voltage to 1.2 V with zero input pressure and amplifier A_2 swings from 1.2 V to 3.2 V for an input pressure from 0 to 1 psi. Resistors R_7 and R_8 provide 5 mV of hysteresis to comparator A_3 to ensure clean transitions for slow moving input signals. R_{11} sets the switch point for the comparator. Care must be taken when laying out the comparator circuit; lead lengths should be as short as possible.

Adjustment Procedure

Apply 0.5 psi and adjust R_{11} until the output just switches from a high state (4.3 V) to a low state (0.0 V).

PORTABLE PRESSURE METER

The circuit shown in Figure G is a 0 to 200 millibar portable pressure meter. The 3 1/2 digit display will read 199.9 millibar full-scale. This circuit operates from a single 9 V battery and draws approximately 4.5 mA supply current. This will provide a typical battery life in excess of 100 hours. The minimum battery voltage is approximately 6.5 V.

This meter provides resolution to 0.1 millibars. The same circuit can also be used for other pressure ranges simply by changing the sensor and gain.

Circuit Description

The LM10CN (A_1) is used to generate a regulated 5 V supply to power the SCX05DN, amplifier A_2 , and the ICL7106 Amplifier A_3 is a high input impedance diff-in, diff-out amplifier. The sensor output is amplified to 200 mV full-scale for the A/D input. R_5 sets the gain to 14V/V for the values shown. The gain equation is:

$$A_v = 2 \left(1 + \frac{R_1}{R_5} \right)$$

R_4 is the zero adjust pot and R_8 provides the full-scale span adjustment. The voltage from pin 35 to pin 36 is approximately 100 mV when the display reads 199.9 millibar.

Component Selection

The value of the components R_6 - R_{10} and C_1 - C_5 have been optimized for 200 mV full-scale. (See the Intersil ICL7106 Datasheet). R_4 and R_8 should be 15 turn cermet pots, R_6 - R_{10} are metal film 1% resistors. C_3 the integrating capacitor should be polypropylene, the reference and auto zero capacitors can be polystyrene or mylar, the clock capacitor, C_4 , is mica.

Adjustment procedure

Apply 195 millibar to the meter and adjust R_8 until the display reads 195.0. Apply 0 psig and adjust R_4 until the display reads 000.0. Repeat if required.

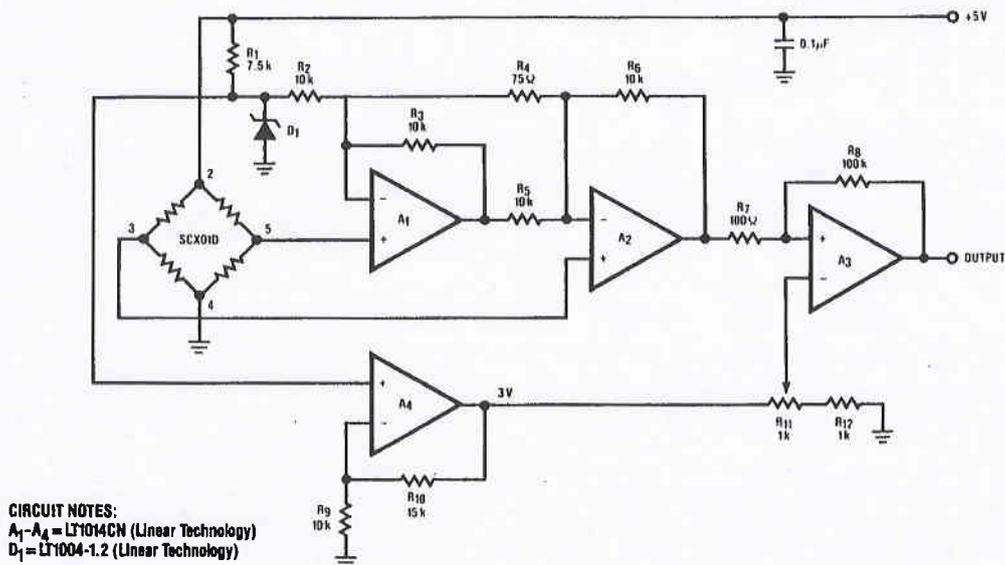


Figure F. 0.5 psi Switch

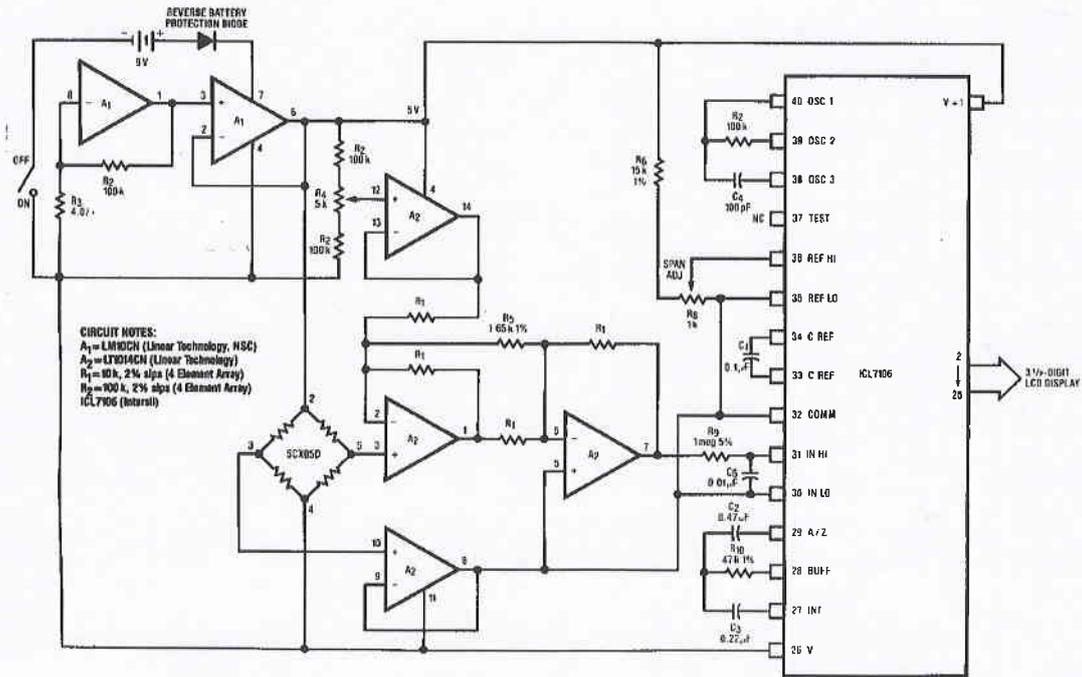
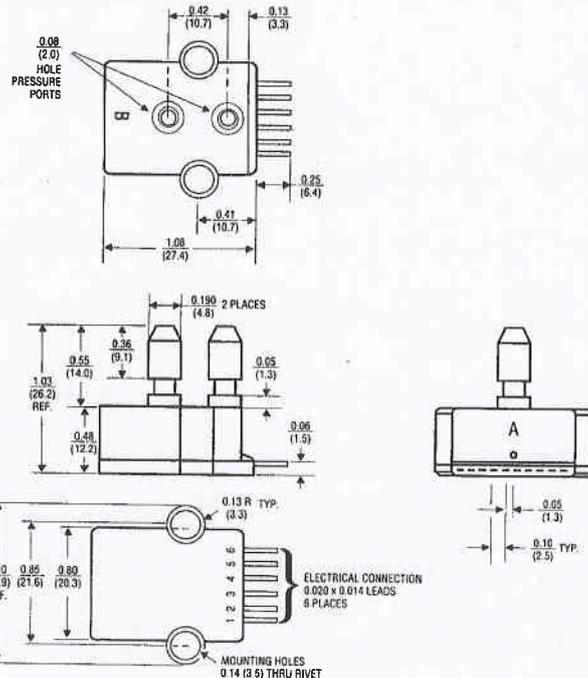


Figure G. 0-200 millibar meter.

PHYSICAL DIMENSIONS



DIMENSIONS IN INCHES (MILLIMETERS)
 WEIGHT: 5 GRAMS
 CASE MATERIAL: GLASS FILLED NYLON

WETTED MATERIAL
 PORT A: GLASS FILLED NYLON, RTV, SIL GEL
 PORT B: GLASS FILLED NYLON, SILICON, RTV
 SEE PHYSICAL CONSTRUCTION DRAWING

SCX - Series

Precision Compensated Pressure Sensors



ORDERING INFORMATION

To order, use the following part number(s).

Description	Part Number
0 to 1 psi Differential/Gage	SCX01DN
0 to 5 psi Differential/Gage	SCX05DN
0 to 15 psi Absolute	SCX15AN
0 to 15 psi Differential/Gage	SCX15DN
0 to 30 psi Absolute	SCX30AN
0 to 30 psi Differential/Gage	SCX30DN
0 to 100 psi Absolute	SCX100AN
0 to 100 psi Differential/Gage	SCX100DN
0 to 150 psi Absolute	SCX150AN
0 to 150 psi Differential/Gage	SCX150DN

Mounting Accessories

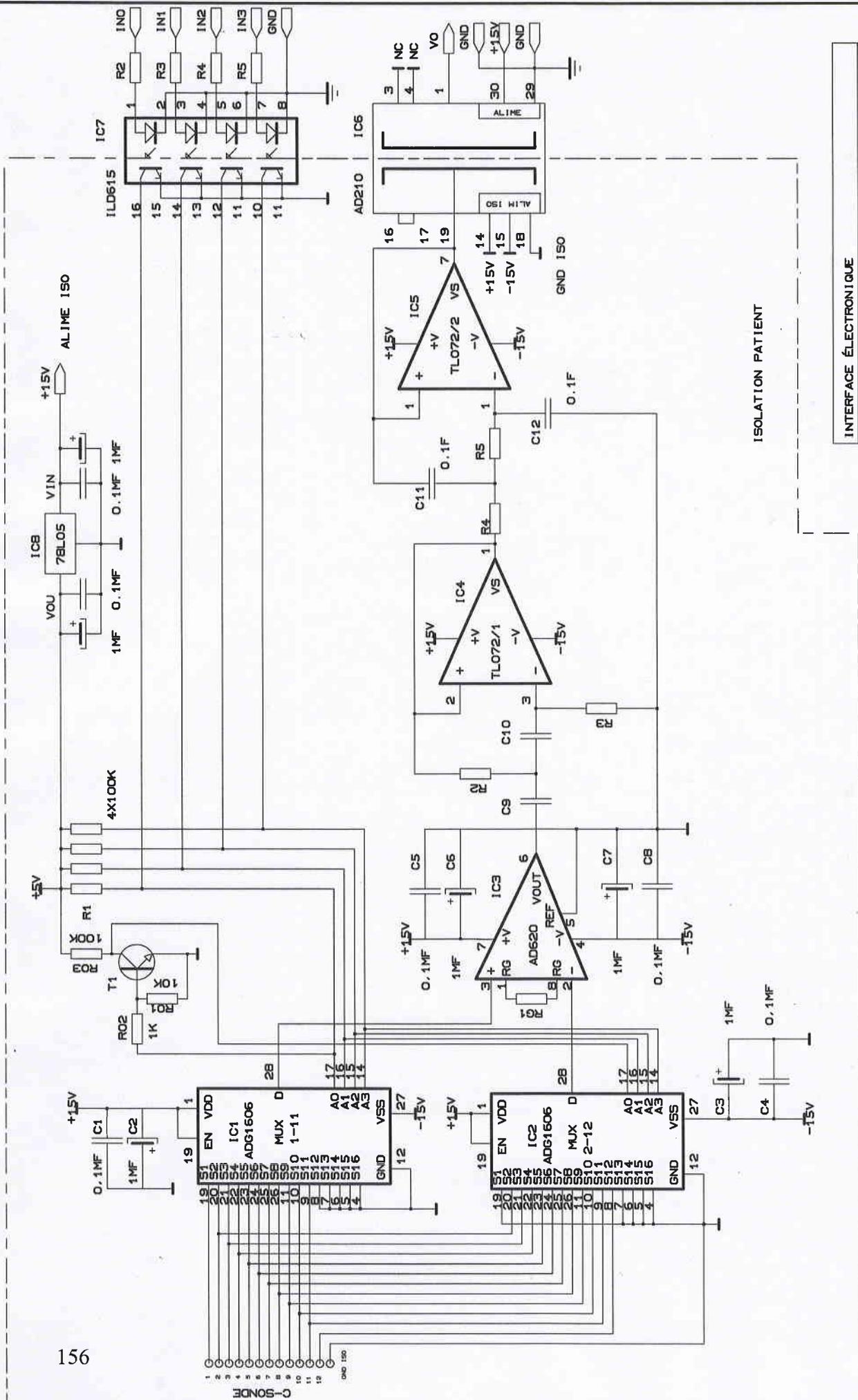
Description	Part Number
Xmas Tree Clip	SCXCLIP
6 Pin Right Angle Socket	SCXCNCT
Pressure Tubing Clamp	SCXSNP1

SenSym and Sensortechinics reserve the right to make changes to any products herein. SenSym and Sensortechinics do not assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit described herein, neither does it convey any license under its patent rights nor the rights of others.

March 1998/053

SENSORTECHNICS

Aubinger Weg 27, 82178 Puchheim, Germany
Phone 0049 - (0) 89 80 08 30, Fax 0049 - (0) 89 8 00 83 33 155
<http://www.sensortechinics.com>



```

//Testing EMG probe by G.L.MOREL 26/11/2011, AVR 2560 Processor
//Switch Mux 1 & Mux 2, channel 0-15 and read the value IC U1 and U2
// U1, U2 = ADG 1606 (+/- 5V, Ron=4.5 Ohms), MAX306 (+/- 5V, Ron=100 Ohms)
// and ADG506 (+/-15V Ron=280 Ohms), or ADG 706(+/- 2.5V Ron=2.5 Ohms)

int val = readMux(15);

//Init Port AVR2560 Digital I/O, Mux control pins define IC (U1 and U2)
int P00 = 22;// AVR I/O pin port D0_0, Mux A0 pin 17
int P01 = 23;// AVR I/O pin port D0_1, Mux A1 pin 16
int P02 = 24;// AVR I/O pin port D0_2, Mux A2 pin 15
int P03 = 25;// AVR I/O pin port D0_3, Mux A3 pin 14

void setup()
{
  pinMode(P00, OUTPUT);
  pinMode(P01, OUTPUT);
  pinMode(P02, OUTPUT);
  pinMode(P03, OUTPUT);

  // Init electrode value, Cal Mux U1(channel : 0, 10-15)& Mux U2 (channel: 0, 11-12)= GND
  digitalWrite(P00, LOW); // electrode pair (4-5) init Mux U1 A0=0, Mux U2 A0=1
  digitalWrite(P01, LOW); // electrode pair (4-5) init Mux U1 A1=0, Mux U2 A1=0
  digitalWrite(P02, LOW); // electrode pair (4-5) init Mux U1 A2=1, Mux U2 A2=1
  digitalWrite(P03, LOW); // electrode pair (4-5) init Mux U1 A3=0, Mux U2 A3=0

  Serial.begin(9600);
}

void loop(){

  //Loop through and read 11 values electrode, PC control
  for(int i = 0; i < 11; i ++){
    Serial.print("Channel ");
    Serial.print(i);
    Serial.print(" : ");
    Serial.println(readMux(i));
    delay(1000);// delay 1 second per channel
  }
}

int readMux(int channel){
  int controlPin[] = {P03, P02, P01, P00};

  int muxChannel[16][4]={
    //{0,0,0,0}, //channel 0, 0000=ISO-GND
    //*****
    {0,0,0,1}, //channel 1, for Mux U1 (electrode 1) & Mux U2 (electrodes 2) s1
    {0,0,1,0}, //channel 2, for Mux U1 (electrode 2) & Mux U2 (electrodes 3) s2
    {0,0,1,1}, //channel 3, for Mux U1 (electrode 3) & Mux U2 (electrodes 4) s3
    {0,1,0,0}, //channel 4, for Mux U1 (electrode 4) & Mux U2 (electrodes 5) s4
    {0,1,0,1}, //channel 5, for Mux U1 (electrode 5) & Mux U2 (electrodes 6) s5
    {0,1,1,0}, //channel 6, for Mux U1 (electrode 6) & Mux U2 (electrodes 7) s6
    {0,1,1,1}, //channel 7, for Mux U1 (electrode 7) & Mux U2 (electrodes 8) s7
  }
}

```

```

{1,0,0,0}, //channel 8, for Mux U1 (electrode 8) & Mux U2 (electrodes 9) s8
{1,0,0,1}, //channel 9, for Mux U1 (electrode 9) & Mux U2 (electrodes 10) s9
{1,0,1,0}, //channel 10, for Mux U1 (electrode 10)& Mux U2 (electrodes 11) s10
{1,0,1,1}, //channel 11, for Mux U1 (electrode 11)& Mux U2 (electrodes 12) s11
//*****
//{1,1,0,0}, //channel 12, 0000=ISO-GND
//{1,1,0,1}, //channel 13, 0000=ISO-GND
//{1,1,1,0}, //channel 14, 0000=ISO-GND
//{1,1,1,1} //channel 15, 0000=ISO-GND

};

//loop through the 4 sig
for(int i = 0; i < 4; i ++){
    digitalWrite(controlPin[i], muxChannel[channel][i]);
}
}

```

TITRE
Faisabilité et intérêt du monitoring de la fatigue ventilatoire en anesthésie et réanimation par la mesure de l'électromyographie diaphragmatique temps réel.
RESUME
L'activité musculaire peut être décrite par la performance et un état de fatigue. Le muscle diaphragmatique est caractérisé par sa résistance à la fatigue, en faisant un témoin de la capacité à l'autonomie respiratoire. Bien que cliniquement d'intérêt, la mesure de l'état de fatigue de ce muscle est difficile. Nous avons approché cette mesure en analysant les signaux de son activité électrique recueillis par contact. L'obtention des paramètres requière un traitement du signal. Nous avons développé les outils de recueil et de traitement de ce signal et en avons analysés l'intérêt pendant l'anesthésie. Le recueil a fait l'objet du développement d'une sonde multi-électrodes et des logiciels hardware et software de recueil du signal. L'analyse du signal a été l'objet de différentes méthodes mathématiques de débruitage temps réel sur des processeurs RISC-ARM, comparant des algorithmes de deux types d'ondelettes (MuRw, LiFw), et un filtre morphologique (MoFi), le choix portant finalement sur l'ondelette MuRw offrant le meilleur compromis en temps de calcul et en rapport signal sur bruit. L'évaluation clinique de sujets sains et de patients a montré la pertinence des paramètres fréquentiels de l'activité électrique du diaphragme comme représentants de son état de fatigue, en particulier le rapport des hautes sur les basses fréquences obtenu par analyse spectrale.
MOTS-CLES
Fatigue diaphragmatique. Assistance respiratoire. Filtrage par ondelettes. Sevrage ventilatoire.

TITLE
Feasibility and advantages of real-time monitoring of diaphragmatic ventilatory fatigue in anesthesiology and in intensive care unit.
SUMMARY
Muscular activity can be described in terms of performance and fatigue. Diaphragmatic muscle is characterized by its resistance to fatigue, making of it a good representative of ventilatory autonomy. While of clinical interest, its measurement is difficult. We considered this measurement by analyzing the electrical diaphragmatic signal gathered from direct recordings. To be obtained, the parameters have to be filtered. We developed the tools to record as well as to filter the signal et have validated them in clinical settings during anesthesia and intensive care. A multi electrodes probe and the associated hardware and software were developed for the signal recording. The filtering which followed compared using different wavelet analysis algorithms (MuRw, LiFw), and a morphological filter (MoFi), through a RISC-ARM processor for a real-time measurement. MuRw was the best compromise for measurement duration and signal noise ratio. Clinical evaluation on patients and healthy volunteers demonstrated the pertinence of frequencies parameters extracted from the filtered signal, particularly the High Low ratio obtained after spectral analysis.
KEY WORDS
Diaphragmatic muscle fatigue. Respiratory assistance. Wavelets denoising. Ventilatory weaning.