

Université de Montréal

Développement d'un système de monitoring du blocage  
neuromusculaire par la méthode de phonomyographie

Par

Guillaume Trager

Institut de Génie Biomédical

Faculté des Études Supérieures

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures  
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise en Sciences Appliquées  
en Génie Biomédical

novembre, 2004

©, Guillaume TRAGER, 2004



W

4

U58

2005

V 072

## AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

## NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des Études Supérieures

Ce mémoire intitulé :  
Développement d'un système de monitoring du blocage neuromusculaire par  
la méthode de phonomyographie

Présenté par :  
Guillaume Trager

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dr François Donati  
Président rapporteur

Pr P.A. Mathieu  
Directeur de recherche

Dr Thomas M. Hemmerling  
Codirecteur de recherche

Pr Robert Guardo  
Membre du jury

## Résumé

L'objectif de ce travail est de développer un système de monitoring clinique basé sur la phonomyographie. Un prototype capable d'afficher les signaux issus de deux microphones piézoélectriques et de faire l'analyse de ces signaux en temps réel pour fournir des données sur le blocage neuromusculaire a été créé. Le système propose de réaliser le monitoring neuromusculaire avec ou sans référence de contrôle ainsi que l'analyse du ratio train de quatre ('TOF'). Les données peuvent être enregistrées en continu pendant l'intervention chirurgicale pour des analyses post opératoires. D'autres options sont disponibles incluant une protection aux artefacts, comme l'exclusion des interférences créées par le bistouri électrique en limitant l'amplitude maximale enregistrée dans les courbes de tendance. Afin de déterminer l'efficacité du système, des acquisitions sont faites pour 10 patients subissant une anesthésie générale. Dans une autre partie de la validation, on a testé l'impact de l'instrument sur la charge de travail des anesthésistes aussi bien que sur la convivialité d'utilisation de l'interface en utilisant un questionnaire dénommé 'NASA Task Load Index'. Il a été montré que l'interface est facile d'utilisation tout en n'impliquant que des demandes physique, mentale et temporelle minimales après une courte période d'entraînement. La performance du système de monitoring relativement au temps perdu du fait des artefacts représente en moyenne approximativement 10% du temps total de monitoring.

Mots clefs: monitoring neuromusculaire, blocage neuromusculaire,  
phonomyographie

## **Abstract**

The purpose of this work is to develop an anesthesia monitoring device based on phonomyography. A prototype capable of displaying signals derived from two piezoelectric microphones and to analyse them in real time to measure neuromuscular blockade was designed. The system offers neuromuscular monitoring with or without control stimulation as well as simple train of four (TOF) ratio measurements. Data can be continuously recorded during the operation for off-line analysis. Additional features include simple artefact protection tools, such as the exclusion of electrocautery-induced artefacts by limiting the maximum amplitude recorded in the trend display. To assess the system robustness, data collection was done in 10 patients undergoing general anaesthesia. The impact of the instrument on the workload of the anaesthesiologists as well as the friendliness of the interface was equally assessed with the 'NASA Task Load Index' questionnaire. The interface was found easy to use with minimal physical, mental or temporal demands after little training. The performance of the monitoring system in relation to the time lost to artefacts was low at a mean of 10% of the monitoring time.

**Key words:** neuromuscular monitoring, neuromuscular blockade, phonomyography

## Table des matières

Chapitre 1- Introduction.....	1
1.1. Hypothèses de recherche.....	10
1.2. Objectifs.....	10
1.3. Impacts cliniques et économiques .....	11
1.4. Description du travail.....	12
Chapitre 2- Revue bibliographique.....	14
2.1- Origine des sons musculaires .....	14
2.1.1. Caractérisation du signal de myographie acoustique.....	16
2.1.2. Pics de fréquence .....	18
2.1.3. Mesure des sons musculaires .....	19
2.1.4. Applications de la myographie acoustique .....	20
2.2. Monitoring neuromusculaire .....	21
2.2.1. Évaluation tactile ou visuelle de la réponse évoquée.....	21
2.2.2. Électromyographie.....	21
2.2.3. Mécanomyographie.....	22
2.2.4. Accéléromyographie .....	23
2.2.5. Monitoring acoustique.....	23
Chapitre 3-Méthodologie.....	25
3.1. Recueil du signal phonomyographique.....	25
3.2. Organisation du système de mesure.....	28
Chapitre 4- Article .....	37
ABSTRACT.....	39
INTRODUCTION .....	41
METHODS AND MATERIALS.....	43
RESULTS .....	45
DISCUSSION .....	49
REFERENCES .....	52
Legends for Figures 1-8 .....	55
FIGURES.....	57
Chapitre 5- Résultats additionnels .....	66
5.1. Exemple d'utilisation du système de monitoring .....	66
5.2. Monitoring intra-opératoire du nerf laryngé.....	70
Chapitre 6- Discussion.....	76
Chapitre 7- Conclusion .....	80
Références.....	83



## Table des illustrations

Figure I: TOF Watch SX de la compagnie Philips .....	7
Figure II: Placement des microphones. A gauche sur le muscle sourcilier et à droite sur le muscle adducteur du pouce.....	9
Figure III: Signal phonomyographique accompagnant une secousse (tiré de [BOL89]).....	17
Figure IV: Contenu fréquentiel pour une secousse (tiré de [BOL89]) .....	17
Figure V: Modèle du signal acoustique élémentaire émis lors d'une secousse (tiré de [PET95]).....	18
Figure VI: a: Impulsion utilisée pour une stimulation simple. b : Impulsions pour une stimulation de type train de quatre.....	26
Figure VII: a : Stimulation et enregistrement au site du muscle adducteur du pouce. b : idem pour le muscle sourcilier .....	27
Figure VIII: Organigramme du système de mesure.....	28
Figure IX: Illustration du microphone UFI 1010.....	29
Figure X: Réponse en fréquence des amplificateurs.....	30
Figure XI: Spectre de puissance du signal obtenu pour une contraction simple (secousse) au muscle adducteur du pouce .....	32
Figure XII: Illustration du calcul de l'amplitude du signal de contraction musculaire .....	33
Figure XIII: Illustration du calcul du ratio (T4/T1) .....	33
Figure XIV: Courbe de relaxation musculaire pour le muscle adducteur du pouce .....	67
Figure XV: Courbe de relaxation musculaire pour le muscle sourcilier .....	68
Figure XVI: Placement du microphone piézoélectrique.....	73
Figure XVII: Interface usager du système de monitoring du nerf laryngé (signaux simulés).....	74
Table 1: Données pharmacologiques pour les deux sites de mesure.....	69
Table 2: Données pharmacologiques pour les deux sites de mesure (suite).....	70

Je tenais à remercier chaleureusement toutes les personnes qui ont collaboré à ce projet de maîtrise - mes directeurs de recherche le Docteur Thomas M. Hemmerling et le Professeur Pierre A. Mathieu pour tous leurs conseils, leur expertise scientifique et le temps accordé à ma formation; mes collègues étudiants du laboratoire NRG et je cite Stéphane Deschamps, Nhien Le, Guillaume Michaud et Chen Hsuan Lin.

Mes remerciements vont aussi à l'équipe du service de Physique et Génie biomédical de l'Hôtel Dieu du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal et tout particulièrement à Pierre Harvey et Glen Lévesque.

Je tiens aussi à souligner la collaboration constructive avec l'École Polytechnique de Montréal lors de ce projet et j'adresse mes remerciements au Professeur Robert Guardo et à Bou-Phon Chang.

## Chapitre 1- Introduction

En milieu hospitalier, le bloc opératoire moderne est un endroit où on trouve une concentration élevée d'appareils basés sur des technologies de plus en plus complexes et diverses. Ces appareils sont devenus indispensables tout autant à la pratique chirurgicale qu'anesthésique. En effet, les tables d'anesthésie – système intégré permettant le monitoring des paramètres vitaux du patient – sont d'usage courant dans la pratique de l'acte anesthésique car elles fournissent des informations très importantes sur l'état du patient qui fait l'objet d'une intervention chirurgicale.

L'anesthésie est un ensemble de techniques qui vise principalement la suppression ou l'atténuation de la douleur engendrée à l'occasion d'un acte chirurgical, obstétrical ou médical (endoscopie, radiologie, etc...). L'anesthésie est soit générale ou locorégionale. Dans le premier cas, l'anesthésie procure un état comparable au sommeil par l'injection de médicaments par voie intraveineuse et/ou par la respiration de vapeurs anesthésiques à l'aide d'un dispositif approprié. Lorsqu'une anesthésie générale est requise, le rôle de l'anesthésiste se divise en trois parties. Premièrement, il effectue l'anesthésie – dite perte de connaissance - puis l'analgésie et enfin la relaxation musculaire du patient. Tout au long de l'induction de l'anesthésie jusqu'au retour du patient en salle de réveil, différents paramètres sont sous le contrôle de l'anesthésiste. Généralement, on retrouve le monitoring des paramètres concernant le rythme cardiaque, la pression sanguine,

le volume respiratoire, la saturation en oxygène et aussi l'électroencéphalogramme. L'ensemble de ces informations lui permet d'intervenir sur ces paramètres afin d'optimiser tant les conditions chirurgicales que la sécurité et le bien être post-opératoire du patient.

L'aspect le plus important du présent projet porte sur la **relaxation musculaire** aussi nommé blocage neuromusculaire qui est induit dans la majorité des cas d'anesthésie générale. La relaxation musculaire est nécessaire car elle:

- 1- facilite et rend plus sécuritaire les conditions d'intubation [LIE03] (introduction d'un tube endotrachéal pour réaliser la ventilation mécanique) ou de l'insertion d'un masque laryngé [NAG01],
- 2- est exigée par le chirurgien pour certains types de chirurgies afin de faciliter les conditions d'accès au site chirurgical du patient [WIL03, KIN00] (par exemple au niveau de la cavité abdominale),
- 3- permet d'éviter tout mouvement involontaire du patient lors de la chirurgie qui pourrait compromettre le geste chirurgical et éventuellement entraîner des conséquences néfastes pour le patient.

Les produits qui établissent ce blocage neuromusculaire sont des myorelaxants connus aussi sous le nom de curares. En bloquant progressivement les jonctions neuromusculaires, ces produits réussissent à inactiver complètement les muscles. En compétition avec l'acétylcholine, les curares se fixent aux récepteurs cholin-

giques et bloquent le canal ionique responsable de la dépolarisation membranaire. Au fur et à mesure que les produits myorelaxants s'accumulent au niveau des jonctions, les contractions musculaires diminuent d'intensité en relation avec le nombre de jonctions bloquées et finalement, toute contraction musculaire devient impossible. Avec le temps, les curares sont progressivement éliminés physiologiquement et les jonctions neuromusculaires retrouvent peu à peu leur fonction normale.

Les produits myorelaxants sont toxiques et leur utilisation n'est pas anodine car ils peuvent engendrer des effets secondaires néfastes comme des paralysies prolongées en cas de surdose ce qui peut conduire à des complications respiratoires après la chirurgie [BER97, VIB00]. Il faut donc vérifier l'effet des myorelaxants par un monitoring et les guides de pratique conseillent une surveillance systématique du blocage neuromusculaire dès lors qu'un produit myorelaxant est utilisé. Ceci est relativement simple: il suffit de stimuler un nerf moteur et d'analyser la réponse musculaire évoquée. Dans la pratique courante, c'est un muscle de la main qui est mis à l'étude. Il s'agit dans la majorité des cas de l'adducteur du pouce que l'on stimule par l'intermédiaire du nerf ulnaire.

Quelles que soient les méthodes employées pour évaluer les réponses musculaires évoquées, on retrouve des modes communs de stimulation. Les stimulations simples correspondent à l'application d'un échelon de courant d'une durée de 0,2 ms et d'amplitude variant entre 10 et 80 mA. Ce stimulus est appliqué à intervalle de

1 ou de 10 secondes et un signal de référence ( $T_{ref}$ ) est capté au niveau du muscle stimulé. Dans une première phase après l'injection du myorelaxant, on observe une chute progressive de l'amplitude des signaux ( $T_1$ ) et lorsque toutes les jonctions sont bloquées (si la quantité de myorelaxant injectée est suffisante), il n'y a plus aucune réponse musculaire. Avec l'élimination physiologique des curares, les contractions réapparaissent progressivement et l'amplitude des réponses croît jusqu'au niveau initial ( $T_{ref}$ ) mesuré avant l'injection de myorelaxant.

Le second mode de stimulation est appelé 'train de quatre' (en anglais 'Train Of Four' ou 'TOF'). Il s'agit ici d'appliquer 4 stimulations simples chacune séparée de 500 ms. Ces trains sont répétés toutes les douze secondes. Pour ce mode de stimulation, on calcule usuellement le rapport entre l'amplitude de la réponse à la quatrième stimulation ( $T_4$ ) et l'amplitude de réponse à la première stimulation ( $T_1$ ), c'est le ratio ( $T_4/T_1$ ). Au niveau des réponses, il faut dissocier le comportement musculaire selon qu'il y a eu injection de produits dépolarisants ou non dépolarisants.

L'effet des curares non dépolarisants se traduit par une baisse générale et progressive de l'amplitude des réponses musculaires dans la première phase jusqu'à ce que l'effet maximum soit atteint puis on observe une remontée progressive de l'amplitude des signaux. De plus à l'intérieur du train de quatre, l'amplitude de réponse est décroissante (phénomène usuellement appelé 'fading'). Pour les curares dépolarisants, l'amplitude des quatre réponses ne varie pas et se comporte

comme pour la stimulation simple (décroissance - récupération). L'analyse de l'amplitude des réponses musculaires aux stimulations électriques ( $T_i/T_{ref}$  pour la stimulation en continu ou  $T_4/T_1$  pour le train de quatre) reflète donc le niveau de blocage neuromusculaire. Plusieurs méthodes sont disponibles pour capter l'activité musculaire induite en réponse à la stimulation et voici une brève description des plus courantes.

### *Mécanomyographie (MMG)*

La MMG mesure la force directe développée par un muscle, c'est la méthode la plus fréquemment utilisée en recherche et elle est considérée comme méthode de référence (« gold standard »). La relaxation musculaire est évaluée en observant l'évolution de cette force au cours du temps, laquelle est directement reliée au niveau de blocage des jonctions neuromusculaires. L'inconvénient majeur de cette méthode est d'être applicable uniquement à certains muscles de la main. Elle présente aussi plusieurs autres contraintes: l'appareil de mesure est encombrant; le muscle doit être immobilisé (système de maintien) afin d'éviter les changements de position pendant l'opération ce qui aurait pour conséquence de compromettre la validité des mesures ; il faut appliquer une pré-charge constante et il est nécessaire de l'adapter au muscle considéré (taille, etc...). De plus, la MMG présente un problème de dérive. Dû à ces problèmes la MMG n'est pas utilisée en anesthésie de routine.

### *Électromyographie (EMG)*

Le potentiel électrique associé à la contraction du muscle (électromyogramme ou EMG) est enregistré à l'aide d'électrodes de surface. Cette méthode présente aussi plusieurs problèmes techniques [ENG92]: par exemple, l'amplitude initiale du signal qui sert de référence n'est pas retrouvée quand la récupération est totale. En plus de cette dérive du signal ('drift'), le signal peut être contaminé par les interférences électromagnétiques des autres appareils utilisés au bloc opératoire ce qui est très embarrassant pour l'anesthésiste. Il semblerait que la méthode MMG donne des résultats différents de ceux obtenus par EMG [MEL89, HOF98].

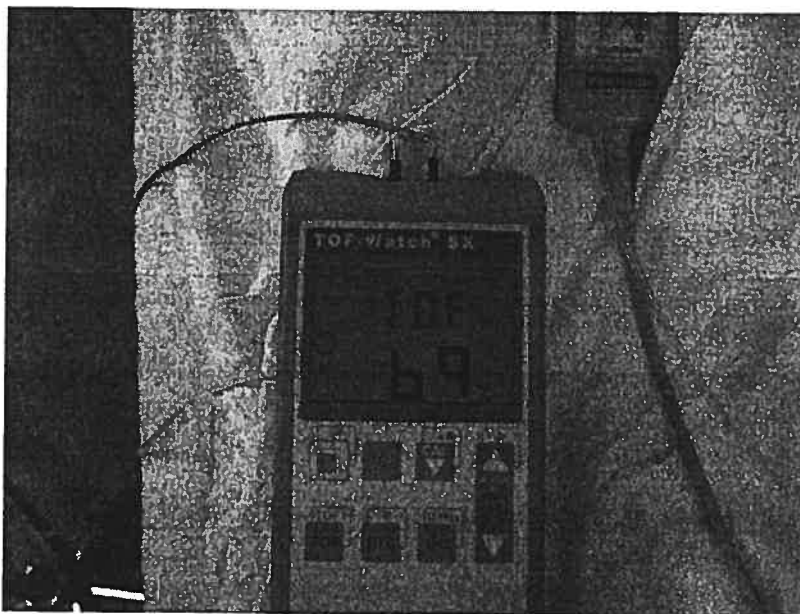
### *Accéléromyographie (ou accélérométrie)*

On mesure ici l'accélération produite par le muscle lors de sa contraction qui est provoquée par stimulation. De la même manière que pour la MMG, le niveau d'accélération produit par le muscle est mis en rapport avec le niveau de relaxation musculaire – c'est donc une mesure indirecte de la force produite. Comme pour la MMG, l'applicabilité de cette approche est limitée car non utilisable au niveau du larynx et du diaphragme. Les mouvements générés par ces muscles sont trop petits et trop distants des capteurs externes placés à la surface de la peau [HEM03-1]. Les faibles accélérations généralement obtenues limitent aussi l'efficacité de cette méthode. Toutefois, pour un monitoring quantitatif en



anesthésie, les appareils basés sur la méthode d'accéléromyographie sont plus fiables et plus utilisés en routine que ceux où on utilise l'EMG ou la MMG.

Les **appareils commerciaux** basés sur ces méthodes sont peu utilisés en routine clinique car ils manquent souvent de fiabilité et leur utilisation n'est pas facile. L'appareil le plus utilisé est probablement le TOF Watch™ ou TOF Watch SX™ (Philips Medical Systems, Hollande, figure I). Basé sur l'accéléromyographie, le coût de cet appareil n'est pas trop élevé et on peut le connecter à un ordinateur portable. Toutefois, l'information donnée à l'anesthésiste est plutôt rudimentaire. En effet les signaux originaux ne sont pas disponibles, le contrôle des artefacts n'est pas intégré et l'appareil est sensible aux interférences électromagnétiques.



**Figure I: TOF Watch SX de la compagnie Philips**

De plus, les informations sont fournies sous forme de colonnes qui reflètent le pourcentage de relaxation mais l'affichage de la courbe de tendance de la

relaxation dans le temps n'est pas directement disponible. Enfin, l'étude simultanée de plusieurs muscles n'est pas possible.

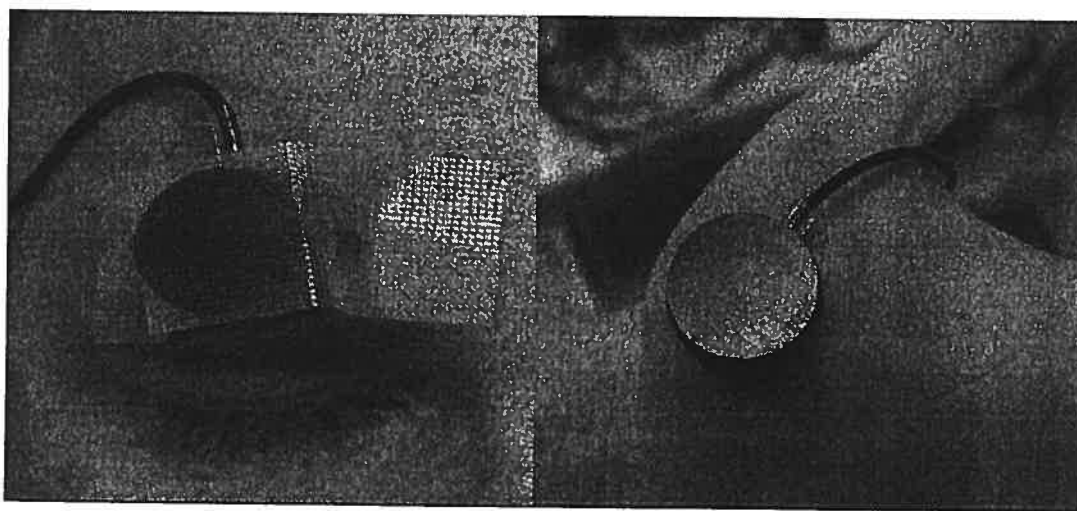
Malgré la disponibilité de ces appareils, la méthode la plus fréquemment utilisée en routine clinique demeure l'évaluation subjective visuelle ou tactile [VIB85]. L'anesthésiste observe la réponse d'un muscle de la main à une série de stimulations successives de type 'train de quatre'. Étant empirique et basée sur une évaluation qualitative, plusieurs études ont montré que la précision et la fiabilité de cette méthode sont très limitées [FRU98, SHO95]. Son efficacité repose essentiellement sur l'expérience et le jugement du praticien. Par opposition, les méthodes dites objectives permettent de quantifier les paramètres nécessaires au monitoring de la relaxation musculaire. Il existe donc un manque d'appareillage fiable, précis et pratique pour réaliser un monitoring neuromusculaire objectif.

#### *Phonomyographie (PMG)*

Plus récemment, on s'est intéressé à cette méthode qui met à profit le fait que toute contraction musculaire s'accompagne de l'émission d'un son à basse fréquence [BAR92-1, FRA87]. Physiologiquement, ce phénomène repose sur un réarrangement spatial des fibres musculaires qui entraîne une onde de pression acoustique mesurable à la surface de la peau. L'application de cette méthode au domaine de l'anesthésie a été initiée par le 'Neuromuscular Research Group' du

Centre Hospitalier de l'Université de Montréal [HEM02-1]. Il a été démontré récemment que cette méthode peut être utilisée de manière interchangeable avec la MMG qui est considérée comme la référence en la matière [HEM04-1].

Dans notre projet, nous avons retenu la méthode de phonomyographie car elle présente plusieurs avantages par rapport aux méthodes concurrentes. Ainsi, la PMG est facile d'utilisation : de simples microphones piézo-électriques sont collés sur la surface de la peau du patient (figure II). De plus, à la différence de la mécanomyographie plusieurs muscles peuvent être mis à l'étude. Cet avantage est primordial car on sait que le comportement physiologique des différents muscles vis à vis des myorelaxants est variable. En particulier il existe une différence entre les muscles périphériques et les muscles profonds [HEM03-2, HEM04-2].



**Figure II: Placement des microphones. A gauche sur le muscle sourcilier et à droite sur le muscle adducteur du pouce**

## 1.1. Hypothèses de recherche

La première hypothèse est à l'effet que le développement d'un système intégré de monitoring basé sur la phonomyographie et fournissant des données quantitatives pour les paramètres classiquement utilisés permettra d'améliorer la qualité du monitoring de la relaxation musculaire en milieu clinique.

La deuxième hypothèse porte sur la nécessité de faire le monitoring de 2 muscles simultanément pour documenter adéquatement les réactions des patients aux myorelaxants.

## 1.2. Objectifs

L'objectif général de ce projet est de réaliser un système de monitoring du blocage neuromusculaire basé sur la phonomyographie. Dans ce contexte, les objectifs secondaires sont:

- 1) d'enregistrer, afficher et analyser les signaux en temps réel;
- 2) d'afficher les courbes de tendance et le paramètre ( $T_4/T_1$ );
- 3) d'identifier au niveau clinique, les avantages et inconvénients du système ainsi que les limitations et les contraintes de son utilisation au bloc opératoire.

### 1.3. Impacts cliniques et économiques

L'intérêt d'introduire ce genre d'outil est de rendre disponible un système intégré de monitoring du blocage neuromusculaire qui devrait être:

- facile à utiliser: les neurostimulateurs sont déjà disponibles dans chaque salle d'opération et de simples microphones sont à coller sur la peau au niveau des muscles d'intérêt. De plus, l'interface logicielle est conçue pour une utilisation aisée de l'appareil.
- Résultats faciles à interpréter: deux paramètres classiquement utilisés pour l'évaluation du blocage neuromusculaire seront présentés à l'écran dans un format facilement interprétable. Ces paramètres sont l'amplitude de chaque réponse par rapport à une amplitude de référence mesurée avant l'injection du myorelaxant ( $T1/T_{ref}$ ) et le deuxième paramètre exprimant le rapport entre l'amplitude de la quatrième réponse par rapport à la première consécutivement à une stimulation de type train de quatre ( $T_4/T_1$ ).

Les muscles ne répondant pas tous de la même façon aux myorelaxants, le monitoring simultané de plusieurs muscles permet d'obtenir une image plus réaliste de la relaxation musculaire. Ceci représente une différence primordiale par rapport aux autres outils de monitoring du blocage neuromusculaire existants. Du point de vue médico-légal, l'utilisation de notre application de monitoring neuromusculaire permettra de documenter le blocage neuromusculaire du patient tout au long de sa chirurgie et ces données seront versées au dossier du patient.

Ceci représente une amélioration de la qualité de la pratique anesthésique en offrant une meilleure traçabilité par rapport à l'utilisation des myorelaxants. In fine, le développement d'un tel appareil pourrait être la base d'une amélioration de la qualité de la pratique quotidienne de l'anesthésie.

#### 1.4. Description du travail

La première étape consiste à mettre en place un système incluant des microphones adaptés, une carte d'acquisition et un ordinateur portable pouvant facilement être utilisé en salle d'opération. Après avoir défini les besoins (cahier des charges du système et de son interface), la majeure partie du travail consiste à réaliser l'interface logicielle capable d'afficher les signaux, de les traiter adéquatement et de faire l'affichage des résultats sous forme de courbe de tendance dans le temps de la relaxation musculaire et/ou de l'indice ( $T_4/T_1$ ) à n'importe quel instant. Ces tâches doivent être réalisées en temps réel mais il importe aussi de pouvoir enregistrer les données pour une utilisation ultérieure à des fins de recherche par exemple et aussi afin de pouvoir joindre les données au dossier patient.

Les premiers essais permettront d'identifier les besoins du praticien ainsi que les contraintes de l'utilisation en salle d'opération. Une phase de test clinique permettant de recueillir des données cliniques pour 10 patients sera effectuée afin de valider le fonctionnement et d'étudier les résultats obtenus. Finalement, à l'issue de ces deux phases, on sera en mesure de faire l'identification des

avantages et inconvénients et des limites d'utilisation de l'appareil dans le cadre du bloc opératoire.

## Chapitre 2- Revue bibliographique

Suite à une première partie sur la phonomyographie – connue aussi sous le nom de myographie acoustique ou même parfois de vibromyographie, on passera en revue les différentes méthodes employées pour le monitoring du blocage neuromusculaire.

### 2.1- Origine des sons musculaires

Une des caractéristiques peu connue des muscles squelettiques est celle d'émettre des sons à basse fréquence lorsqu'ils se contractent. Une expérience simple permet d'illustrer l'émission des sons musculaires : il suffit de placer l'extrémité du pouce à l'entrée de l'oreille et de contracter rapidement les muscles de l'avant bras. Le faible grondement entendu correspond aux sons émis par les muscles lors de leur contraction. Contrairement à leur activité électrique qui est très connue et couramment utilisée, le son musculaire est un phénomène peu utilisé même s'il a attiré l'attention des scientifiques depuis plusieurs siècles.

C'est à l'aide de moyens rudimentaires que Grimaldi, un physicien italien, a été le premier au dix-septième siècle à observer que la contraction musculaire produisait des sons qu'il a associé à des 'mouvements empressés des esprits animaux' [GRI65]. Ces travaux furent poursuivis par Wollaston qui, dans ses écrits intitulés



'Croonian lectures' [WOL10], rapporte en 1885 que la fréquence de ces sons se situe entre 20 et 30 cycles par seconde. Contrairement à l'hypothèse de Grimaldi relative aux 'mouvements empressés des esprits animaux' [GRI65], les connaissances physiologiques modernes permettent d'élaborer de nouvelles hypothèses sur l'origine des sons musculaires. Ainsi, Gordon et Holborn [HOL48] émettent l'hypothèse en 1948 que l'émission acoustique des muscles serait due au raccourcissement des fibres musculaires. Pour sa part, Oster [OST84], se basant sur une connaissance plus poussée de la physiologie musculaire, associe la fréquence sonore des muscles à la fréquence des cycles d'activité entre les filaments d'actine et de myosine. Plus tard, Barry et al. [BAR85] considèrent que les sons sont attribuables à l'activité des fibres musculaires rapides. De plus, ils associent la fréquence des sons au 'turnover' de l'ATP (utilisation et régénération) car la fréquence des deux phénomènes se situe au voisinage de 25 Hz.

Pour Frangioni et al. [FRA87], les sons musculaires ne proviendraient pas du raccourcissement du muscle mais plutôt du mouvement latéral des fibres dans sa région centrale. Un tel mouvement serait dû au fait que les muscles ont généralement un diamètre plus important à leur centre qu'ailleurs ce qui découle de la présence d'une plus grande quantité de sarcomères qu'ailleurs. Pour tester ces différentes hypothèses, Barry [BAR87-1] a procédé à des expériences sur des muscles de grenouille ayant une symétrie radiale par rapport à leur axe longitudinal. Il a trouvé que la source des sons musculaires serait effectivement

un mouvement latéral du muscle i.e. un déplacement perpendiculaire à l'axe longitudinal de ce muscle et que la fréquence des oscillations latérales varie selon la géométrie, la masse, la viscosité et la rigidité du muscle étudié [BAR87-2]. Selon ces études, le raccourcissement des fibres ne pourrait donc pas être à l'origine des sons musculaires.

Pour modéliser ces sons, Barry et Cole [BAR87-2] ont élaboré un modèle basé sur les équations d'une sphère en vibration. Avec ces équations, on trouve que l'amplitude de l'onde de pression produite par une contraction musculaire est proportionnelle à l'accélération latérale du muscle.

#### 2.1.1. Caractérisation du signal de myographie acoustique

Alors que les travaux de Barry et al [BAR85] ont permis de mieux caractériser les signaux des sons musculaires, Bolton et al [BOL89] ont réalisé que les méthodes utilisées pour mesurer les sons dans les diverses études étaient très variables entre elles et qu'elles présentaient des faiblesses en particulier par rapport aux bandes de fréquences employées. Pour simplifier la tâche, ils n'ont étudié que la contraction de type 'single twitch' (contraction ou secousse induite par une stimulation électrique simple). En mettant à profit différents types de microphones et de filtres, cette étude a montré que le signal sonore est bi-phasique i.e. qu'une montée rapide est suivie d'une descente sous la ligne de base puis il y a retour à cette ligne (figure III).

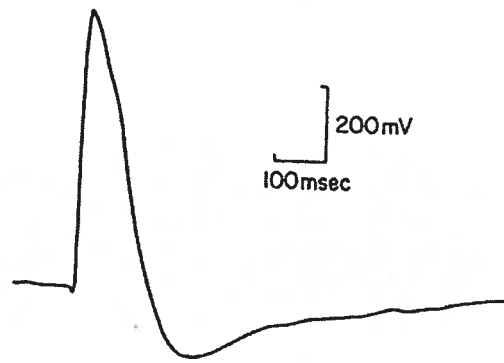


Figure III: Signal phonomyographique accompagnant une secousse (tiré de [BOL89])

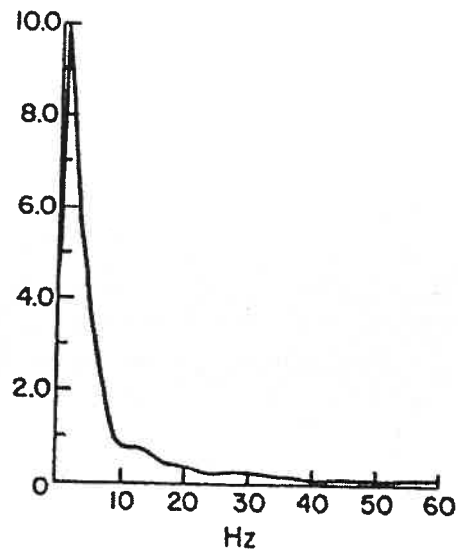


Figure IV: Contenu fréquentiel pour une secousse (tiré de [BOL89])

Une autre découverte importante de ce travail est qu'au moins 90% du contenu fréquentiel du signal se trouve sous 20 Hz avec des pics majeurs situés entre 2 et 4 Hz (figure IV). Un tel contenu fréquentiel est beaucoup plus bas que celui trouvé dans les études précédentes.

Petitjean [PET95] propose un modèle de la contraction décrivant les différentes phases du signal acoustique émis lors d'une secousse d'une unité motrice (figure V). Le point 0 correspond à la montée du potentiel d'action.  $\Phi_1$  et  $\Phi_2$  constituent les deux phases majeures du signal. P1 est le point de référence du début de la montée de la première phase. P2 est le pic de la première phase. P3 correspond au moment où le signal croise la ligne de base et définit la fin de la première phase. P4 est le pic de la deuxième phase et enfin P5 correspond à la fin de la deuxième phase.

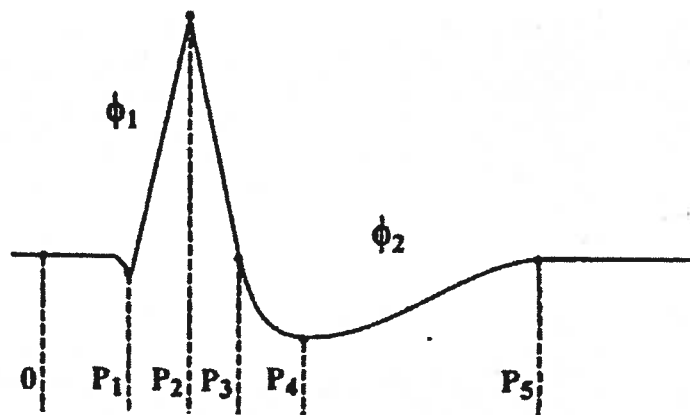


Figure V: Modèle du signal acoustique élémentaire émis lors d'une secousse (tiré de [PET95])

### 2.1.2. Pics de fréquence

Par la suite, Wee et Ashley [WEE89] trouvent que des pics en fréquence apparaissent sous 20 Hz avec un pic majeur à 11 Hz. Ils notent de plus que pour

certains individus il existe plusieurs pics de fréquences distincts. Quant aux pics au delà de 20 Hz, ils sembleraient être des harmoniques. Bolton [BOL89] rapporte quant à lui un pic aux alentours de 4 Hz et 90% de la puissance du signal se situe sous les 20 Hz tel qu'illustré à la figure IV.

Dans une autre étude sur des muscles de grenouille, Barry [BAR90-1] investigate les changements de fréquence dans les sons émis lors de contractions simples ou tétaniques. Ses résultats indiquent que les muscles émettent des sons à la fréquence de résonance du muscle. Ouamer [OUA99] montre que le myogramme acoustique est la réponse du muscle considéré comme une structure globale résonnante aux fluctuations locales de pression. Comme dans une expérience précédente [BAR87-2], les paramètres qui influent sur la fréquence de résonance du muscle sont la masse, la longueur et la rigidité du muscle. Il faut toutefois interpréter ces résultats avec précaution car les plages de fréquences sont différentes de celles indiquées dans d'autres articles de la littérature et la méthodologie de cette étude ne permet pas de mesurer les fréquences de résonance au début de la contraction.

### 2.1.3. Mesure des sons musculaires

L'intérêt porté à ce phénomène a diminué par la suite probablement à cause d'un manque d'instrument de mesure adéquat. Comme on vient de le voir, les sons musculaires sont de basse fréquence et 20 Hz correspond aux limites inférieures

du spectre auditif pour des humains. Les stéthoscopes mécaniques couramment utilisés pour mesurer les sons physiologiques ne peuvent détecter des sons  $<50$  Hz ce qui exclut la majeure partie du signal sonore musculaire [WOL10]. Comme le montre l'article de revue d'Orizio [ORI93], un net regain d'intérêt pour la myographie acoustique va s'exprimer au cours des années 80 où l'utilisation de microphones pouvant mieux couvrir les basses fréquences, tel que le microphone à condensateur ou piézoélectrique, permet de pallier aux limites de l'oreille humaine et de pouvoir faire l'acquisition appropriée de données [BOL89]. Ainsi, les travaux de Oster et Jaffe [OST80, OST84] prennent en compte le contenu à basse fréquence des sons musculaires et ils montrent que l'on ne peut différencier entre les sons émis par une contraction volontaire de ceux d'une contraction évoquée électriquement. Il semble de plus que le contenu fréquentiel des sons ne dépende pas de la force de la contraction. À la fin des années 1980, des travaux mettant en œuvre des technologies encore plus avancées ont permis de mieux caractériser les signaux phonomyographiques.

#### 2.1.4. Applications de la myographie acoustique

La myographie acoustique peut être utilisée pour évaluer la performance musculaire [STO93] ou pour déterminer la fatigue musculaire [STO91, BAR92-2, DAL93]. Le contrôle d'une prothèse simplifiée de la main par phonomyographie a aussi été proposé par Barry [BAR86] qui suggère en outre que la myographie acoustique pourrait servir pour le diagnostic des maladies musculaires en pédiatrie

[BAR90-2]. Tortopidis [TOR98] montre qu'il est aussi possible de faire le monitoring de la production de force du muscle masséter (muscle de la mâchoire qui est le principal muscle masticateur) en utilisant la myographie acoustique.

## 2.2. Monitoring neuromusculaire

La détermination du blocage neuromusculaire pour des patients anesthésiés est basée sur les réponses des muscles stimulés via leur nerf moteur. Ces estimations peuvent être faites cliniquement par observation visuelle ou tactile mais sont beaucoup plus efficaces en utilisant une mesure objective.

### 2.2.1. Évaluation tactile ou visuelle de la réponse évoquée

Les réponses évoquées sont généralement observées au niveau d'un muscle de la main (l'adducteur du pouce). Cette méthode est subjective et sa valeur dépend de l'expérience et de la sensibilité du praticien [VIB85].

### 2.2.2. Électromyographie

C'est la première méthode objective qui a été utilisée pour mesurer le blocage neuromusculaire à des fins de monitoring en anesthésie. Les pionniers dans le domaine sont Churchill-Davidson et Christie [CHU59] qui ont mesuré les

changements du signal EMG recueilli au niveau de l'adducteur du pouce. Le plus grand problème de cette méthode est d'être très sensible aux interférences électromagnétiques des autres appareils utilisés au cours d'une chirurgie. Toutefois, des systèmes complexes de filtrage ont permis de résoudre ce problème et de rendre disponible des appareils commerciaux de monitoring clinique (par exemple, le Relaxograph<sup>®</sup> de Datex Company Inc, USA). Cette méthode permet de mettre à contribution tout muscle périphérique bien que les signaux pour les petits muscles soient difficiles à mesurer. Il y a une corrélation acceptable entre l'EMG et la mécanomyographie mais elles ne peuvent pas être utilisées de manière interchangeable [EPS73, KAT73]. Il existe aussi un phénomène de décalage au cours du temps qui implique que l'amplitude du signal ne revient pas à l'amplitude de contrôle en fin d'anesthésie [KOP95]. Les hypothèses évoquées pour expliquer ce mécanisme sont une modification de la pré-charge du muscle, un changement d'impédance des électrodes de mesure au cours du temps ou d'un effet non spécifié de l'anesthésie générale sur le blocage neuromusculaire. La cause exacte reste à déterminer.

### 2.2.3. Mécanomyographie

C'est la méthode de référence pour le monitoring neuromusculaire. La force musculaire induite par une stimulation électrique supramaximale est mesurée. Cette méthode requiert une solide fixation du muscle à l'étude (généralement le pouce) ainsi que l'utilisation d'une pré-charge. Le Myograph 2000 (Biometer



Company, USA) est l'appareil le plus connu dans le domaine. Cette méthode présente toutefois des inconvénients non négligeables. Elle n'est applicable que pour un muscle de la main, l'appareillage nécessaire est encombrant et les contraintes de mesure sont nombreuses (e.g: nécessité d'une température constante, besoin d'appliquer une pré-charge, etc....).

#### 2.2.4 Accéléromyographie

Cette méthode mesure l'accélération du muscle lors de sa contraction. Comme on peut supposer que la masse du muscle ne varie pas lors de sa contraction, on peut considérer que c'est une mesure indirecte de la force produite par le muscle lors de sa contraction. Des appareils commerciaux sont disponibles [KIR98, DAH97] : ils ne permettent le monitoring que d'un muscle et l'affichage des résultats est rudimentaire. D'autre part, le module NMT-mechanosensor (Datex-Ohmeda) [KER95, DAH99] utilise un détecteur piézoélectrique et on parle de 'kinémyographie'. On ne sait pas trop sur quel phénomène ce système est basé; la compagnie parle d'une méthode qui 'mesure le mouvement.'

#### 2.2.5. Monitoring acoustique

Une caractéristique intéressante des signaux phonomyographiques est de pouvoir mettre en relation l'amplitude du signal mesuré et l'intensité de la contraction musculaire et donc, de la force développée lors de la contraction [OST84]. La

première application de ce phénomène dans le cadre du monitoring neuromusculaire est attribuée à Dascalu et al. [DAS99] qui utilisait des microphones à chambre d'air. Plus récemment, des microphones piézo-électriques directement collés sur la peau sans chambre d'air ont été utilisés [HEM04-1, HEM03-1, HEM03-2, HEM02-1, HEM02-2]. Appelée phonomyographie, cette méthode est interchangeable avec la mécanomyographie au niveau des muscles du larynx, de l'adducteur du pouce et du muscle sourcilier [HEM03-1, HEM04-1, HEM04-2]. Cette méthode est simple d'utilisation et permet de mesurer le blocage neuromusculaire pour un grand nombre de muscles. Pour notre projet, des microphones de type piézoélectrique sont utilisés. La piézoélectricité correspond à la propriété qu'ont certains matériaux de développer une charge électrique proportionnelle à la contrainte qui leur est appliquée. Les ondes acoustiques du muscle font vibrer une plaquette de quartz du microphone qui est placée entre deux électrodes métalliques. Il en résulte que les vibrations sonores entraînent une déformation de la plaquette, ce qui produit une variation de tension électrique qui constitue le signal désiré.

## Chapitre 3-Méthodologie

Cette partie a pour but de préciser les méthodes employées pour réaliser le projet. On précisera comment le système de mesure a été conçu et quelles stratégies ont été employées pour faire l'acquisition et le traitement des données.

### 3.1. Recueil du signal phonomyographique

#### *Stimulation d'un nerf moteur*

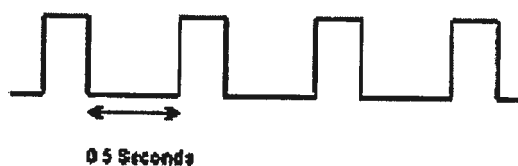
Nous utilisons des neurostimulateurs de la compagnie Fisher-& Paykel® (modèle 'Innervator' NS-242) capables de fournir un courant d'intensité variant entre 10 et 80 mA. Les modes de stimulation utilisés sont soit la stimulation simple (impulsion de durée 0,195 ms; figure VI a), soit la stimulation de type train de quatre où 4 impulsions consécutives de 0,195 ms sont espacées de 500 ms (figure VI b). Alors que les stimulations simples sont répétées à chaque seconde ou à chaque 10 secondes, les 'trains de quatre' (TOF) quant à eux sont répétés à toutes les 12 secondes.

Dans ce test, il est nécessaire que le courant de stimulation atteigne un niveau dit 'supramaximal' pour que toutes les fibres du nerf visé soient stimulées. Les électrodes de stimulation sont de type Ag/AgCl. Celles-ci sont collées sur la peau du patient au niveau du nerf moteur à stimuler tel qu'illustré dans la figure suivante (figures VII a et b).

a



b

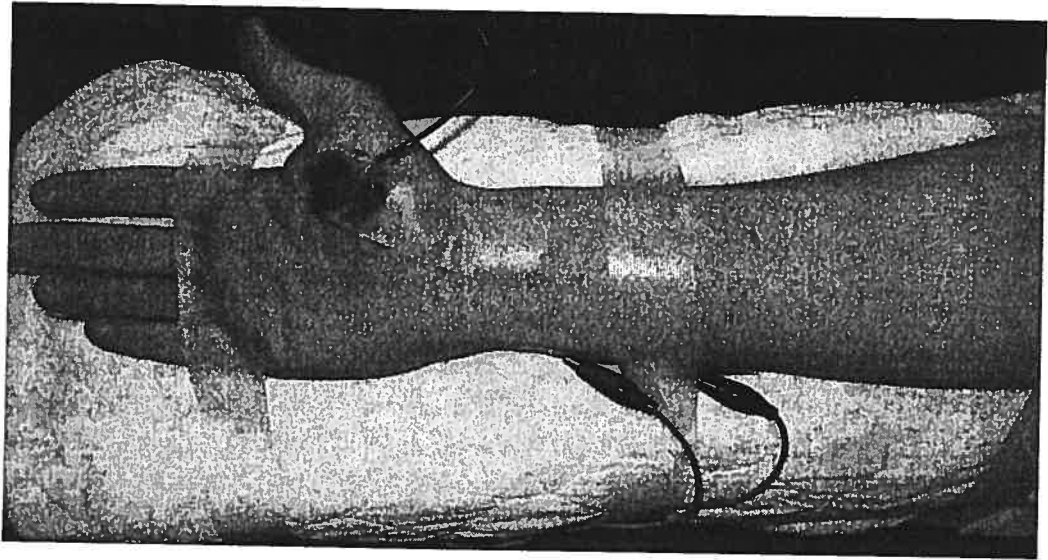


**Figure VI: a: Impulsion utilisée pour une stimulation simple. b : Impulsions pour une stimulation de type train de quatre**

### *Recueil du signal phonomyographique*

Pour mesurer l'onde de pression acoustique, un microphone de type piézoélectrique est utilisé. Une fois les neurostimulateurs mis en place, on place les microphones à la surface de la peau au niveau du muscle à étudier et on les fixe en place à l'aide de ruban adhésif de type médical. Il faut s'assurer que la fixation soit la plus stable possible afin que le microphone reste dans la même position tout au long de l'intervention chirurgicale. Si la fixation du microphone venait à être modifiée, l'analyse du signal en serait perturbée et les résultats du monitoring deviendraient inutilisables.

a



b



**Figure VII: a : Stimulation et enregistrement au site du muscle adducteur du pouce. b : idem pour le muscle sourcilier**

### 3.2. Organisation du système de mesure

Notre système de mesure (figure VIII) est composé de 4 éléments principaux : microphone, amplificateur, carte d'acquisition et ordinateur portable équipé du logiciel LabVIEW™.

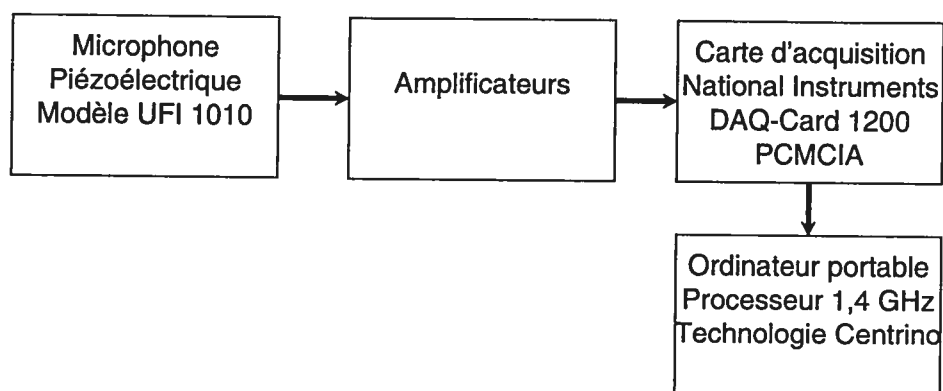
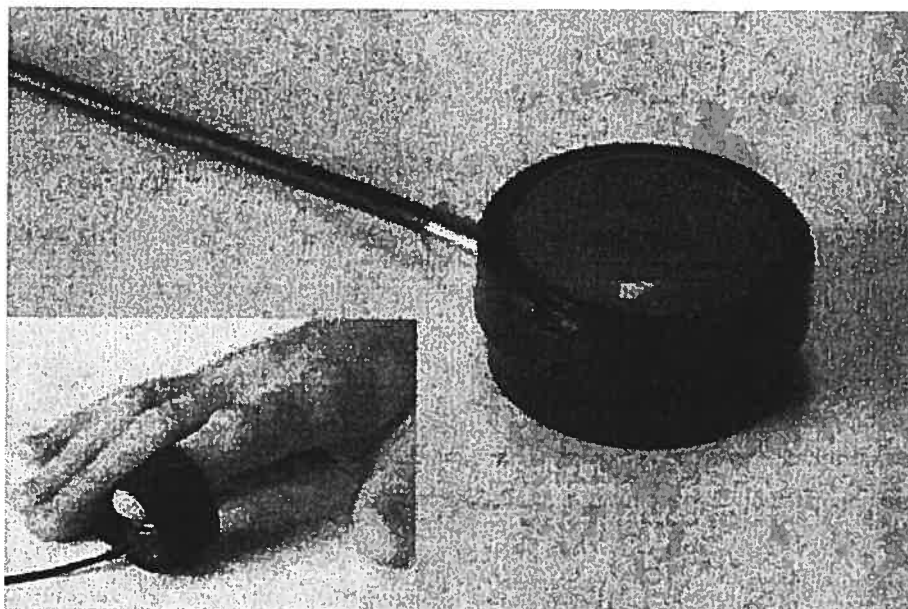


Figure VIII: Organigramme du système de mesure

#### *Microphone piézoélectrique*

Le microphone que nous employons (figure IX) permet d'enregistrer les ondes acoustiques à basse fréquence. Développé par la compagnie UFI (Ca., USA) il peut capter les sons de la contraction musculaire mais il peut aussi être utilisé pour mesurer un pouls périphérique, le pouls carotidien, les sons de Korotkoff et les sons cardiaques. La documentation technique fournie avec le microphone indique une bande passante de 2,5 Hz à 5 kHz mais aucune courbe de réponse en fréquence n'est fournie. Nous avons tenté de l'établir nous-même mais il faut

disposer d'un matériel important (chambre anéchoïque, activeur mécanique pour générer les ondes acoustiques, amplificateur faible bruit, etc.). Malheureusement, ce matériel n'a pu être identifié dans les laboratoires de l'Université de Montréal ou de l'École Polytechnique de Montréal. Par conséquent, notre système d'acquisition a été mis en place en considérant que la bande passante du microphone était similaire à celle d'un filtre passe bande avec des sections passe-haut et passe bas du premier ordre.

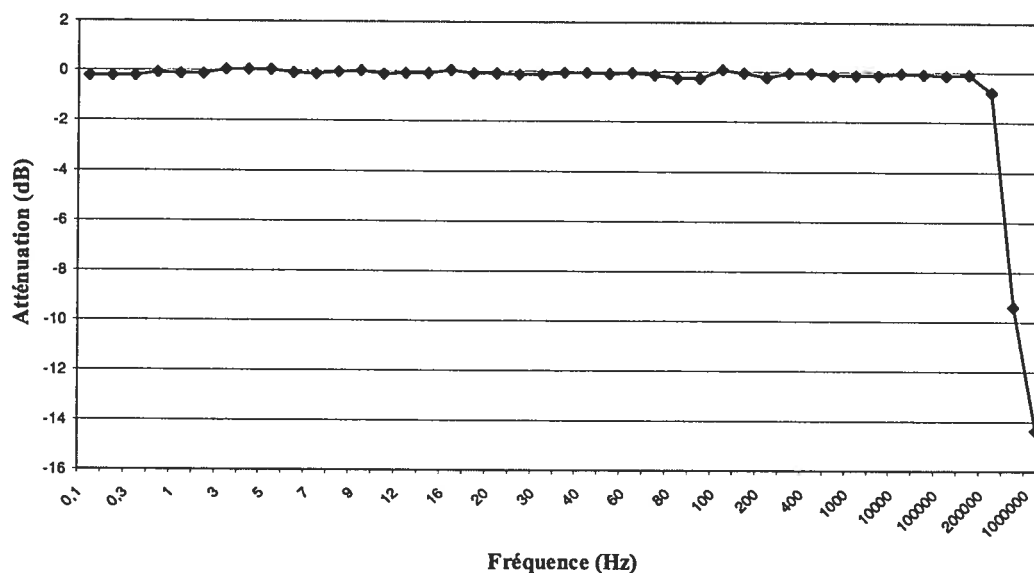


**Figure IX: Illustration du microphone UFI 1010**

### *Amplificateurs*

Les amplificateurs utilisés ont été conçus et montés au sein du laboratoire NRG. Offrant des gains de 1, 5, 10 et 100, leur réponse en fréquence (figure X) est

linéaire sur une bande qui excède celle de 0-100 Hz qui est importante pour notre application. Avec une fréquence de coupure au-delà de 20 kHz, il y aurait lieu de réduire appréciablement cette fréquence de coupure ce qui pourrait améliorer la qualité du signal en limitant les bruits parasites. Sur le graphique de réponse en fréquence, le niveau 0 dB correspond à un gain de 1V/V.



**Figure X: Réponse en fréquence des amplificateurs**

### *La carte d'acquisition*

On a utilisé le modèle DAQCard-1200 de la compagnie National Instruments. De type PCMCIA pour ordinateur portable, elle permet de faire des opérations d'entrée (huit canaux référentiels ou quatre voies différentielles) et de sortie. La conversion du signal analogique se fait avec une résolution de 12 bits. On utilise les voies différentielles car elles permettent de limiter le niveau de bruit du signal



en particulier par rapport aux interférences de 60 Hz créées par le réseau électrique.

### *Ordinateur portable*

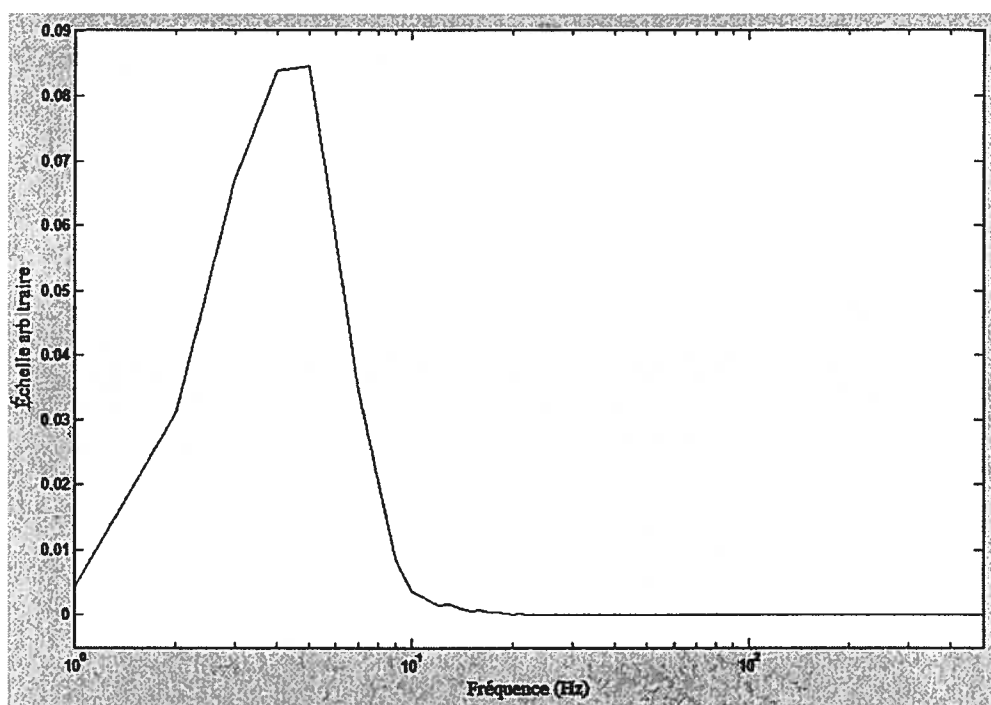
L'ordinateur Compaq utilisé est équipé d'un processeur Intel cadencé à 1,4 GHz (technologie Centrino). Il possède un écran de 15,4 pouces et est équipé d'un port PCMCIA où s'insère la carte d'acquisition.

### *Logiciel*

On a utilisé LabVIEW<sup>®</sup>. Ce langage de programmation dispose d'une interface graphique permettant de programmer le système d'acquisition. La fréquence d'échantillonnage choisie est de 100 Hz car selon la littérature, ainsi qu'à partir de nos propres analyses fréquentielles (figure XI), la puissance du signal acoustique musculaire se trouve majoritairement sous les 50 Hz. Ce logiciel offre aussi la possibilité d'analyser de données ainsi que de réaliser des interfaces conviviales pour l'opérateur.

### *Bruit de fond*

Une fois les microphones mis en place mais en l'absence de stimulation, une acquisition de signal est faite pendant 1 minute. Ce signal est associé au bruit de fond de la chaîne d'acquisition et la valeur maximale (b) de ce signal est mesurée pour usage ultérieur.



**Figure XI: Spectre de puissance du signal obtenu pour une contraction simple (secousse) au muscle adducteur du pouce**

Ce spectre a été obtenu à partir d'une acquisition de 10 contractions consécutives. Un fenêtrage de type 'Hamming' a été employé afin d'éviter les problèmes de repliement spectral.

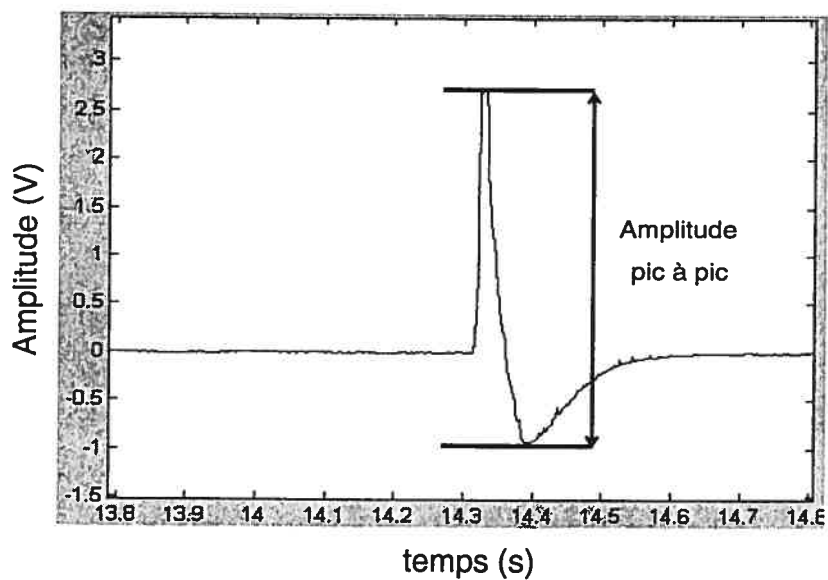


Figure XII: Illustration du calcul de l'amplitude du signal de contraction musculaire

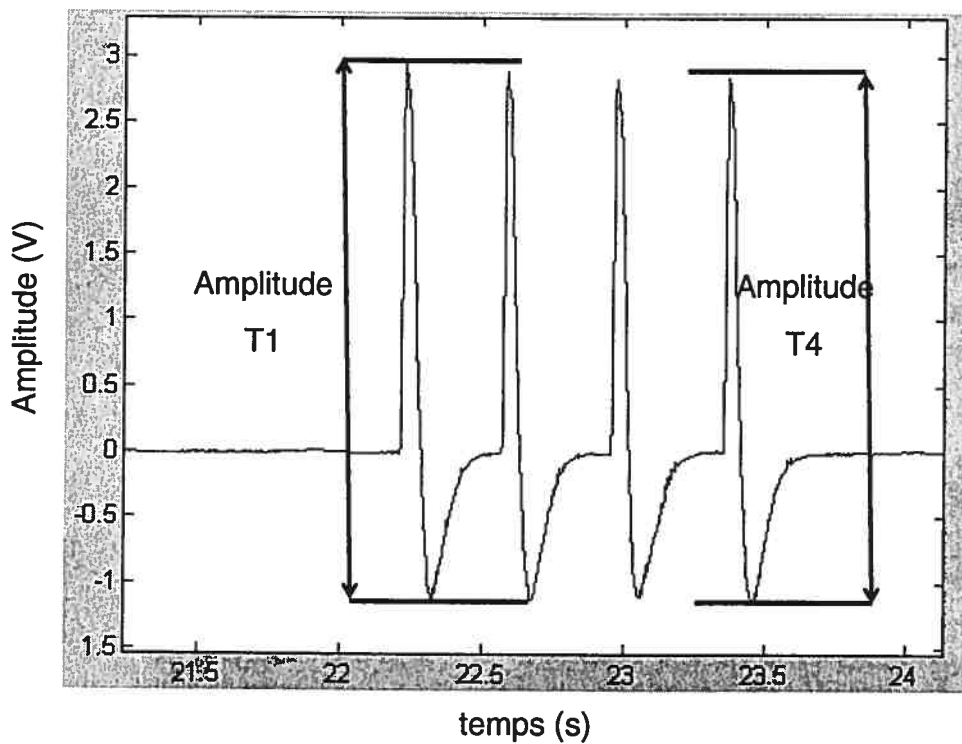


Figure XIII: Illustration du calcul du ratio (T4/T1)

### *Analyse des signaux*

Pour une stimulation simple, l'amplitude du signal de réponse est obtenue en faisant la différence entre la valeur maximale et minimale du signal tel qu'illustré sur la figure XII. Lorsqu'on se sert du TOF comme stimulation, on désire calculer le ratio ( $T_4/T_1$ ), Pour ce faire, l'amplitude crête-à-crête du signal issu de la quatrième contraction est divisée par l'amplitude du signal résultant de la première contraction (figure XIII).

### *Analyse des amplitudes en temps réel*

Les neurostimulateurs que nous avons utilisés ne possèdent pas de sortie permettant de synchroniser l'analyse des signaux aux stimulations. Dans les circonstances, on a opté pour la stratégie suivante: lorsque le signal dépasse une certaine valeur, définie par la valeur maximale du niveau de bruit  $b$  multipliée par 1,05, une fenêtre d'analyse de 400 ms est ouverte où la valeur minimale du signal est soustraite de la valeur maximale. Il aurait été plus intéressant de synchroniser stimulation électrique et analyse des signaux car certaines formes d'artefact auraient pu être facilement évitées ce qui aurait contribué à rendre le système plus fiable. Toutefois, des essais ayant pour but de dériver le signal de stimulation vers le système d'acquisition aux fins de synchronisation n'ont pas été complètement satisfaisants.

### *Étapes de monitoring*

Deux modes de monitoring sont proposés. Le mode avec référence et le mode sans référence.

#### *Monitoring avec référence*

Dans ce cas, il faut déterminer une amplitude de référence. Pour cela, une stimulation simple (figure VI a) est appliquée aux deux nerfs pendant 5 minutes avant qu'un myorelaxant soit administré au patient. Au cours de cette période pré-monitoring, on observe généralement un accroissement de l'amplitude des réponses. Cette augmentation, connue sous le nom de phénomène d'escalier a été initialement rapportée par Kopman [KOP01] qui utilisait la méthode de mécanomyographie. Des études récentes au NRG ont été effectuées sur ce phénomène : en se servant de la phonomyographie, il a été montré que la potentialisation des réponses varie d'un muscle à l'autre : il peut s'agir d'une augmentation allant jusqu'à 50% sur une période de 5 minutes pour le muscle adducteur du pouce alors que les augmentations sont de l'ordre de 10% ou moins pour le sourcilier.

Une fois qu'un plateau est atteint, le monitoring proprement dit commence et on affiche alors le rapport  $T_1/T_{ref}$  sous forme de pourcentage tout au long de

l'intervention chirurgicale. Les valeurs où  $T_1/T_{ref} > 130\%$  sont rejetées car elles correspondent à la présence d'artefacts de haute amplitude, comme il arrive par exemple avec l'utilisation du bistouri électrique.

Le ratio  $T_4/T_1$  n'est pas influencé par le phénomène d'escalier car on considère que les réponses musculaires sont influencées de la même manière entre les quelques 2 secondes séparant la première stimulation de la quatrième.

#### *Monitoring sans référence*

Ce mode est utilisé lorsque le temps manque pour déterminer une amplitude de référence ou si le monitoring commence alors qu'un produit myorelaxant a déjà été injecté. Ce mode affiche l'amplitude des réponses au cours du temps. Il est possible d'observer l'évolution de l'amplitude du signal mais pas de déterminer un niveau de récupération basé sur le paramètre  $T_1/T_{ref}$  vu que  $T_{ref}$  n'est pas disponible. Dans ce cas, le paramètre  $(T_4/T_1)$  peut toutefois être utilisé pour déterminer le niveau de récupération.

## Chapitre 4- Article

Ce mémoire de maîtrise comprend un article qui a été soumis pour publication au Journal of Clinical Monitoring and Computing. Le travail présenté consiste essentiellement en le développement du système de monitoring de la relaxation musculaire basé sur une nouvelle méthode : la phonomyographie.


L'article propose une présentation axée sur les applications cliniques du système en particulier de l'interface usager. Une évaluation de la charge de travail et de la performance associée à l'utilisation du système décrit est aussi proposée. Cette évaluation est basée sur un questionnaire permettant d'évaluer divers facteurs d'une interface usager. L'interface utilisateur est présentée en détails. Cet article est donc centré sur le contenu du présent travail.

**DEVELOPMENT OF A NEW CONTINUOUS INTRAOPERATIVE  
NEUROMUSCULAR MONITORING SYSTEM USING  
PHONOMYOGRAPHY**

Guillaume Trager, MSc,<sup>1,2</sup> Stéphane Deschamps, MSc,<sup>1,2</sup> Pierre A. Mathieu,  
PhD,<sup>2</sup> Thomas Hemmerling, MD, DEAA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Neuromuscular Research Group, Department of Anesthesiology, Centre  
Hospitalier de l'Université de Montréal, Université de Montréal and <sup>2</sup>Institut de  
Génie Biomédical, Université de Montréal

Corresponding author:

Dr Thomas Hemmerling  
Centre Hospitalier de l'Université de Montréal, Hôtel-Dieu  
3840 St Urbain, local 5-419 B  
Montréal, QC, CANADA  
H2W 1T8  
Phone: 001-514-890-8000 ext:14636  
Fax: 001-514-412-7222  




## ABSTRACT

**Objective.** Phonomyography can be used interchangeably with mechanomyography for neuromuscular monitoring during anesthesia. The purpose of this work is to develop a monitoring system based on this novel method.

**Methods.** A monitoring system capable of recording the neuromuscular blockade of two muscles simultaneously was developed. The interface (designed with LABVIEW<sup>®</sup>) provides a continuous display of the signals derived from two piezoelectric microphones. These signals are analyzed on-line and displayed in order to provide information on the progression of the blockade of the two muscles. Neuromuscular monitoring can be achieved with or without control stimulation or simple Train-of-four-ratio (TOF) measurements. The importance of artefacts and the system reliability was tested with 10 patients undergoing general anesthesia. The workload associated with the interface and its ease of use was evaluated by 10 anesthesiologists using the NASA TLX<sup>®</sup>-questionnaire.

**Results.** The continuous display of the two recorded acoustic raw signals was considered very informative for the anaesthesiologist. The interface was found very intuitive and required minimal physical, mental or temporal demands allowing high performances from the users after minimal training. The data being saved on hard disk, signals can be reviewed at will and transferred to a data bank for further analysis. Among the additional features of the system, there are artefact protection tools, such as the exclusion of electrocautery-induced artefacts.

The performance of the monitoring system was good: monitoring was lost to artefacts during only  $10\% \pm 2\%$  of the total time of monitoring.

**Conclusions.** A graphically oriented monitoring system based on phonomyography was created offering three modes of simultaneous monitoring of two muscles: monitoring with or without reference stimulation, and simple TOF-ratio measurements. The system is intuitive to use since its interface is similar to others which are in frequent use. Easy-to-use, it also provides artefact protection tools.

**Keywords**

neuromuscular blockade (NMB), monitoring, phonomyography, adductor pollicis muscle, corrugator supercilii muscle

## INTRODUCTION

Most of the patients who undergo surgery under general anesthesia receive neuromuscular blocking agents to facilitate endotracheal intubation and establish optimal conditions for surgery. Practice guidelines recommend neuromuscular monitoring using objective methods [1].

Recent research has shown that different muscles react differently to neuromuscular blocking agents; standard monitoring of the adductor pollicis muscle will not reflect the NMB at less superficial muscles, such as the larynx, diaphragm or abdominal muscles [2]. Additional monitoring of the corrugator supercilii muscle, however, could improve this by reflecting NMB at deeper muscles [3, 4]. With commercial monitoring devices on the market, monitoring of only one muscle at a time is possible. Most of the time the adductor pollicis muscle is used and the corrugator supercilii muscle in some occasions. Such equipment are based on acceleromyography but this approach has been shown to be less sensitive than phonomyography, a recently developed monitoring method [5]. In addition, these devices do not display the original evoked signals, but only columns of mathematically derived values. In such circumstances, it is quite impossible for the user to identify if artefacts, such as interferences with other electric devices, are contaminating the data. Those limitations might explain why objective monitoring methods in anesthesia are not used routinely.

Phonomyography signals are associated to the sound produced by muscles [6, 7]. Upon contraction, a muscle emits a low frequency acoustic pressure wave which can be measured with a special microphone placed over the skin surface. The

method, which is easy to use, can be applied to a wide range of muscles. It has been shown that phonomyography can be used interchangeably with mechanomyography [8, 9].

The focus of our project was therefore the development of a phonomyographic monitoring system where 2 muscles are simultaneously monitored and the original raw signals display on a computer monitor as well as an on-line processing and displayed of some results. A user-friendly interface was obtained by using iterative design strategies [10]. A clinical trial with 10 patients was done to test the monitoring system and to identify limitations of its use in daily practice. A survey involving ten anesthetists was also performed with the NASA-TLX (Task Load Index)-questionnaire [11] to investigate the mental and physical demands of the prototype.

## METHODS AND MATERIALS

As illustrated in figure 1 and 2, the equipment used consisted of 2 standard nerve-stimulators (Innervator<sup>®</sup>, NS 242, Fisher Paykel, New Zealand), 2 piezoelectric microphones (model 1010, UFI, USA: frequency response 2.5 Hz to 5 kHz), 2 amplifiers (NRG, gain: 1 to 100). Data was acquired with a card (DAQCard 1200, National Instruments, USA) inserted in a laptop equipped with LabVIEW<sup>®</sup> (National Instruments, USA). Several options of monitoring are available: with a reference amplitude before NMB monitoring, without reference reference and of train-of-four (TOF) ratios. It is possible to save the data for reviewing purposes or for further analysis. For monitoring, the two original signals are displayed continuously on the screen with indication of the baseline noise and the reference amplitude when it is needed. When TOF-ratio calculation is chosen, the results are numerically displayed on the screen.

An iterative process, involving feedback of anesthesiologists of different levels of training was used to improve the prototype during its development. In order to evaluate the user-friendliness of the interface, a survey was done after the final design. Eight anesthesiologists formerly not involved in the design process and without any experience in neuromuscular research field, were asked to test the system after a 10 min demonstration. The system was used during a routine case of general anesthesia of their choice during a period of at least 30 min. Immediately after the test, they were asked to complete the NASA Task Load Index (TLX)\* to evaluate six factors: mental demand, physical demand, temporal demand, performance, and effort and frustration level. After these tests, the

monitoring system was used by one anaesthesiologist (TH) in 10 patients undergoing general anesthesia using the reference-linked monitoring interface. Monitoring sites were the adductor pollicis muscle and the corrugator supercilii muscle for each patient, the dose and choice of neuromuscular blocking agents was left to the attending anaesthesiologist. Data was collected for review and the amount of time where the original signals could not be obtained due to interferences was calculated.

## RESULTS

The different functions of the system are presented in figure 3. On the right side, the upper button opens the window that operates (on-demand) TOF calculation. The lower button operates TOF calculations for the second muscle. In the middle, the upper button opens the window for monitoring neuromuscular blockade using a reference amplitude while the lower one gives access to the monitoring without using a reference amplitude - in this case the amplitude will only be recorded as a voltage without relation to any reference amplitude and displayed as a percentage of this reference amplitude. This can be used when the anesthesiologist starts monitoring after a neuromuscular blocking agent has been administered. Finally on the left, the 'REVIEWER' button opens a window that allows reviewing previous saved data. It is also possible to modify data discarding artefacts. After the monitoring session, the 'Data Transfer to text' button is to export the data to a text format for further analysis.

The upper button in the center leads to the principal function of the monitoring system. For each monitored muscle, the original signal (in automated autoscale function) is represented in a rectangular window in the upper part of the screen (Figure 4). Color coding was used to facilitate the distinction between the two muscles. In such presentation, presence of artefacts could be very easy to detect. Beneath these two windows, buttons can be used to stop the autoscale function and amplitude of the last displayed acoustic signal is displayed at the right. There is also a button which allows interrupting analysis whenever wished, e.g. high

level of artefacts. The middle part of the screen is divided in two parts; on the left part, the baseline noise is displayed (Figure 4 a). Before the beginning of stimulation, a button can be activated to set the signal detection thresholds in reference to baseline noise. The threshold is set at the maximum noise amplitude for each muscle plus 10%. This threshold is displayed as trigger 1 and 2. After determination of the threshold, the right part of the screen is accessed by the user to determine the reference amplitude. Because of the staircase phenomenon [12], reference stimulation is performed for at least 3 min – for each muscle, absolute amplitudes of the signal are displayed in the lower half of the screen. The reference amplitude is determined as the maximum value obtained during the time of reference stimulation after which the displayed reference amplitude can be verified by the user and accepted by pressing the ‘validate’ button. Following this, the ‘start monitoring’ can be pressed to display all signals as a graphical trend with their value in percentage of the reference amplitude. Following determination of the reference amplitude, a new screen appears replacing the reference amplitude determination screen. This is the monitoring screen itself (Figure 4). As soon as the signal exceeds the threshold, the analysis starts. For a period of 400 ms, maximum and minimum values are detected and the difference is computed (maximum value minus minimum value of the signal). Each amplitude greater than 150% of the reference value is rejected because it is considered to be associated with an electrical artifact.

At the bottom of the screen, a button can be used to initiate manual TOF-ratio measurements because each muscle is considered important. The manual TOF-



ratio will then be automatically displayed as well as the absolute amplitudes of the four twitches; at any point a 'Save Trend' function allows data saving.

When 'Standard NMB monitoring' is chosen, the original signals then obtained are presented in another window (Figure 5). Each signal is again color coded for easy identification. Signals can be displayed with automated autoscale or in volt. The middle part of the screen is separated in two: the upper half is used to determine the baseline noise. Before the stimulation starts, a button is activated to set signal detection thresholds which are set at maximum noise amplitude for each muscle plus 10%. Following calibration of the system, the monitoring can be started (signal in the lower half of the middle part) or interrupted if needed. In the lower half of the screen, the absolute amplitude values are displayed. The two graphical trends are also color coded. In contrast to the 'reference monitoring interface', the amplitudes of each signal will be displayed in volt (in absence of a reference, no percentage can be obtained). At the lower part of the screen, TOF-ratio measurements can be used to determine TOF-ratios at any time.

As for the 'TOF ratio measurement' button in Figure 3, it opens a smaller window where the signal for the selected muscle (channel one or two) is presented. As soon as there are 4 amplitudes available, the TOF ratio ( $T_4/T_1$ ) is made between the fourth and first amplitude. With the button at the bottom of the screen, it is possible to save the trends whenever it is considered valuable to do so. By doing so, the trends may be reviewed afterwards or transferred to automated analysis

Eight anesthesiologists ( $15 \pm 5$  years of practice) used the monitoring system during a mean time of  $45 \pm 12$  min. When the task load and performance of the monitoring system was evaluated, a low demand of mental, physical, or temporal workload and minimal explanation time was found; the performance of the system was considered good and the level of frustration low (Figure 8).

For all ten patients (mean age  $65 \pm 12$  years, mean duration of use of monitoring system:  $1.1 \pm 0.6$  h), monitoring was possible, graphical trends were saved at the end of surgery and printed. Artefacts were found present in  $10\% \pm 2\%$  of the time of the monitoring.

## DISCUSSION

A novel monitoring system using phonomyography was designed. With an easy to use graphical interface, the acoustic raw signals of two muscles are displayed continuously during the monitoring. The data can be saved for later reviewing or data transfer. The interface was found to require minimal physical, mental or temporal demands. Additional features of the system include simple artefact protection tools, such as the exclusion of electrocautery-induced artefacts by limiting the maximum amplitude recorded in the trend display. The performance of the prototype monitoring system in relation to the time lost to electrical interferences of electrocautery, shavers or patient movements – was low at a mean of 10% of the time, depending on the use of electrocautery. Despite this low incidence of artefacts, care has to be taken to prevent movements of the microphones since they interfere with data acquisition.

Limitations have been identified for a routine clinical use of phonomyography for neuromuscular monitoring. First, electromagnetic noise in the operative room can be quite important. It is thus quite important to isolate the system – especially from the use of the electrocautery. It was found the microphone fixation can also cause problems. While we used a adhesive tape, it happened that the contact became less efficient during the operation and characteristics of the signals were consequently modified. The use of self-adhesive disposable microphones could improve this situation appreciably. The neurostimulators were not part of the system and this posed synchronisation problems. The next step would then consist in integrating the neurostimulators in the monitoring system. This would enhance

the quality of the results since it would be much easier to eliminate each stimulation artefact before analysing the data.

In comparison to other studies investigating work load and performance of monitoring displays [13], our system shows good results for performance, while frustration levels and the physical and mental workload were low. We are very satisfied with these positive results. It is indeed well known that anesthesiologists have to check many vital parameters upon which the life of the patient is dependent. The evaluation was done by colleagues working in the same hospital and this could have influenced the results. However, the bias could be considered small since none of them have been involved in the design of the system nor in any other aspects of the project.

The most popular commercial devices for neuromuscular monitoring are TOF Watch™ (Phillips Medical Systems, USA) and M-NMT mechanosensor™ (Datex-Ohmeda, USA). The first equipment is based on acceleromyography while the second uses a mechanosensor™ to detect movement of the thumb. The TOF Watch™ is a separate device, while the M-NMT mechanosensor™ is integrated into a general anesthesia machine. Both are only able to measure one muscle at a time which is predominantly a muscle of the hand and it could be difficult to use this equipment with other muscles such as the corrugator supercilii. These commercial devices do not display original signals probably because they are exposed to electromagnetic noise which interferes with the signal amplitude measurement. In our case, artefact protection tools have been included which reduces appreciably the artefacts influence. As for those who escape the

protection tools, they can easily be detected visually on the raw signals displayed on the screen. While the M-NMT mechanosensor™ equipment can make measurements on the trends of neuromuscular blockade, this information is only available after the intervention on the patient. With our equipment, trends are continuously displayed in the two main modes of operation - with or without reference stimulation. The last mode could be quite advantageous in routine practice since determination of a reference amplitude is not always possible.

In conclusion, a graphically oriented monitoring system based on phonomyography was produced capable of monitoring activity of two muscles simultaneously with or without reference stimulation and simple TOF-ratio measurements. Providing artefact protection tools, continuous display and analysis of the recorded signals, the system, which is easy to use, is expected to be eventually available in many operating rooms for the benefit of everyone.

## REFERENCES

- [1] Eriksson LI. Evidence-based practice and neuromuscular monitoring: it's time for routine quantitative assessment. *Anesthesiology* 2003; 98:1037-1039.
- [2] Hemmerling TM, Donati F. Neuromuscular blockade at the larynx, the diaphragm and the corrugator supercilii muscle: a review. *Can J Anaesth* 2003; 50: 779-794.
- [3] Plaud B, Debaene B, Donati F. The corrugator supercilii, not the orbicularis oculi, reflects rocuronium neuromuscular blockade at the laryngeal adductor muscles. *Anesthesiology* 2001; 95: 96-101.
- [4] Hemmerling TM, Schmidt J, Hanusa C, Wolf T, Schmitt H. Simultaneous determination of neuromuscular block at the larynx, diaphragm, adductor pollicis, orbicularis oculi and corrugator supercilii muscles. *Br J Anaesth* 2000; 85: 856-60.
- [5] Hemmerling TM, Donati F, Beaulieu P, Babin D. Phonomyography of the corrugator supercilii muscle: signal characteristics, best recording site and comparison with acceleromyography. *Br J Anaesth* 2002; 88: 389-93.
- [6] Oster G. Muscle sounds. *Sci Am* 1984; 21: 201-243.

- [7] Barry DT. Vibrations and sounds from evoked muscle twitches. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1992; 32: 35-40.
- [8] Hemmerling TM, Michaud G, Babin D, Trager G, Donati F. Comparison of phonomyography with balloon pressure mechanomyography to measure contractile force at the corrugator supercilii muscle. *Can J Anaesth* 2004; 51: 116-121.
- [9] Hemmerling TM, Michaud G, Trager G, Deschamps S, Babin D, Donati F. Phonomyography and mechanomyography can be used interchangeably to measure neuromuscular block at the adductor pollicis muscle. *Anesth Analg* 2004; 98: 377-381.
- [10] Snodgrass A, Coyne R. Models, metaphors and the hermeneuticals of designing. *Design Issues* 1992; 9: 56-74.
- [11] Hart SG, Staveland LE. Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research, human mental workload. Edited by Hancock PA, Meshkati N. Amsterdam, Elsevier Science, 1988; 139-183.

[12] Kopman AF, Kumar S, Klewicka MM, Neuman GG. The staircase phenomenon: implications for monitoring of neuromuscular transmission. *Anesthesiology* 2001; 95: 403-407.

[13] Syroid ND, Agutter J, Drews FA, Westenskow DR, Albert RW, Bermudez JC, Strayer DL, Prenzel H, Loeb RG, Weinger D. Development and evaluation of a graphical anesthesia drug display. *Anesthesiology* 2002; 96: 565-575.



## Legends for Figures 1-8

### **Figure 1**

Set up of the monitoring system which includes 2 standard neurostimulators, 2 piezoelectric microphones, an amplifier for 2 channels and a laptop within which the data acquisition card is inserted. Here, the adductor pollicis and the corrugator supercilii muscles would be monitored.

### **Figure 2**

Schematic representation of the monitoring system: piezoelectric microphones are shown on the left and the amplifiers and filters on the right. On the lower right part, the laptop with its LabVIEW<sup>®</sup> interface and a PCMCIA acquisition card is shown.

### **Figure 3**

This is the screen where the user can choose different functions of the monitoring system. On the left, buttons for the reviewer function and data transfer function are shown. In the middle, buttons give access to 'NMB monitoring with reference' or 'Standard NMB monitoring'. On the right side, two buttons open TOF-calculation for each channel.

### **Figure 4**

This figure represents the monitoring screen for the monitoring with determination of a reference amplitude. In the upper part, the original raw signals for two different muscles are shown, in the lower part, the percentages of the amplitudes in reference to the control amplitude are shown as trends.

**Figure 4 a**

This is a detail of the screen ('NMB monitoring with reference'). It shows the detection of the trigger threshold for each muscle (left) and the display of the reference amplitude (right).

**Figure 5**

Illustration – in the upper part – of the raw acoustic signals recorded simultaneously; trends in the amplitude of the signals during the observation period are shown in the lower part of the screen.

**Figure 6**

Illustration of the acoustic signals obtained after a train-of-four stimulation (TOF) and the ratio of the fourth to the first twitch amplitude (TOF-ratio) expressed in %.

**Figure 7**

Trends of neuromuscular blockade of the corrugator supercilii muscle on the left side and of the adductor pollicis muscle on the right side for one of our patients. Note the less pronounced peak effect and faster recovery for the corrugator supercilii muscle.

**Figure 8**

Results obtained with the NASA Task Load Index questionnaire filled by eight anesthesiologists who used the monitoring system. Workload, physical and mental demands are shown (mean and SD).

FIGURES

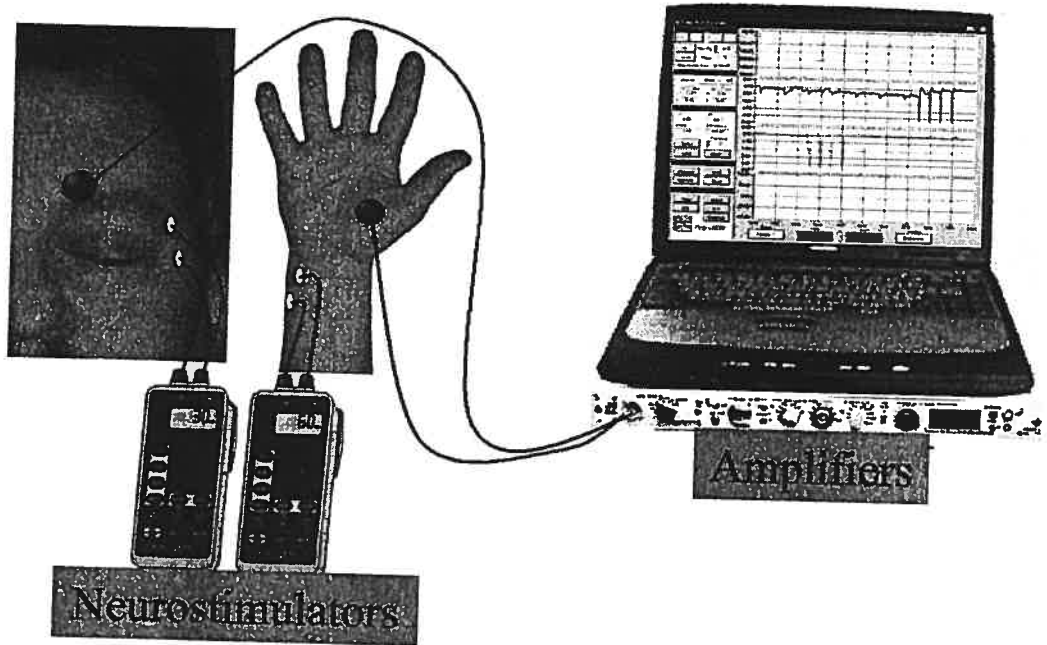
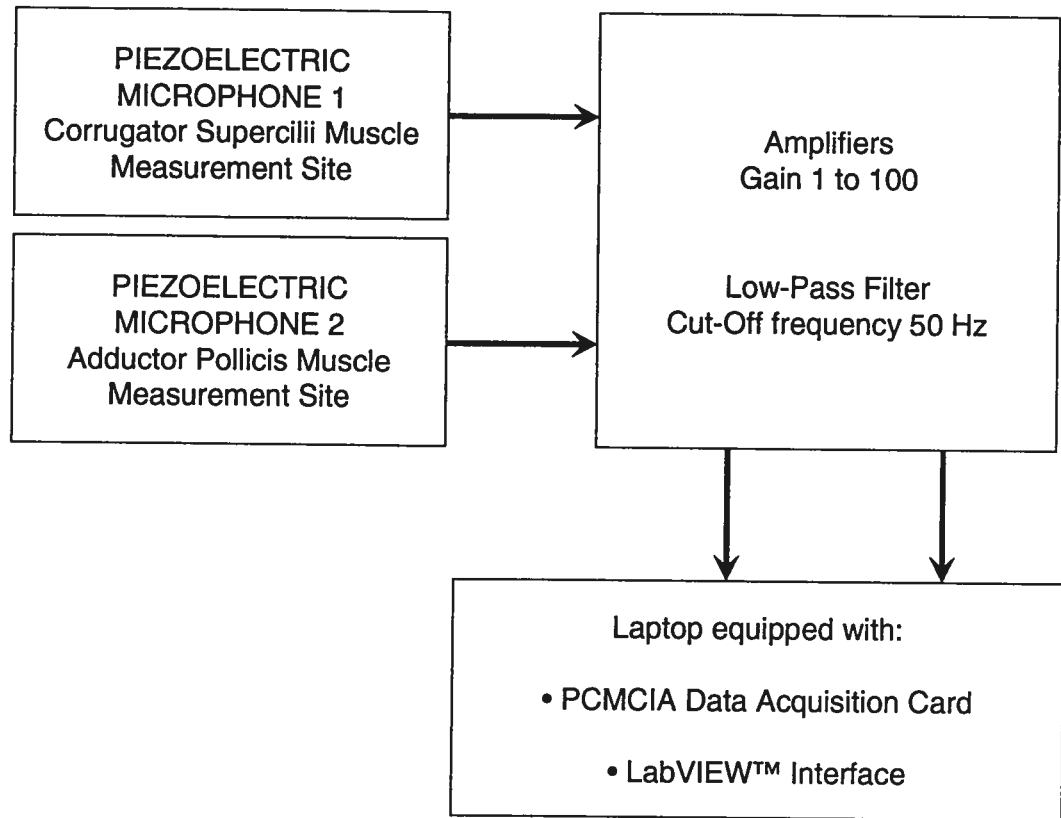


Figure 1

**Figure 2**

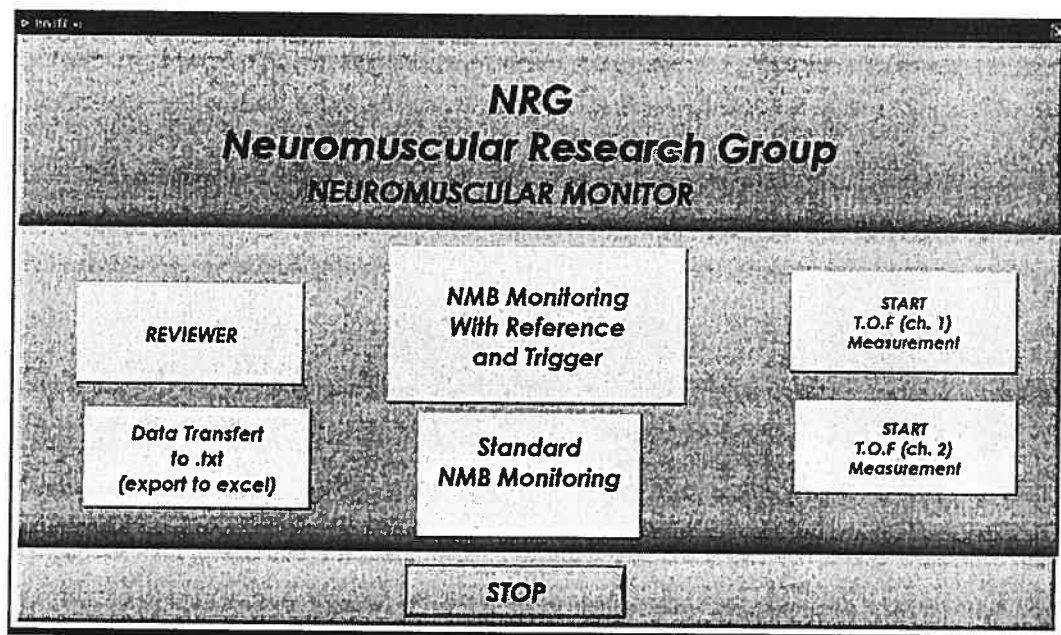


Figure 3

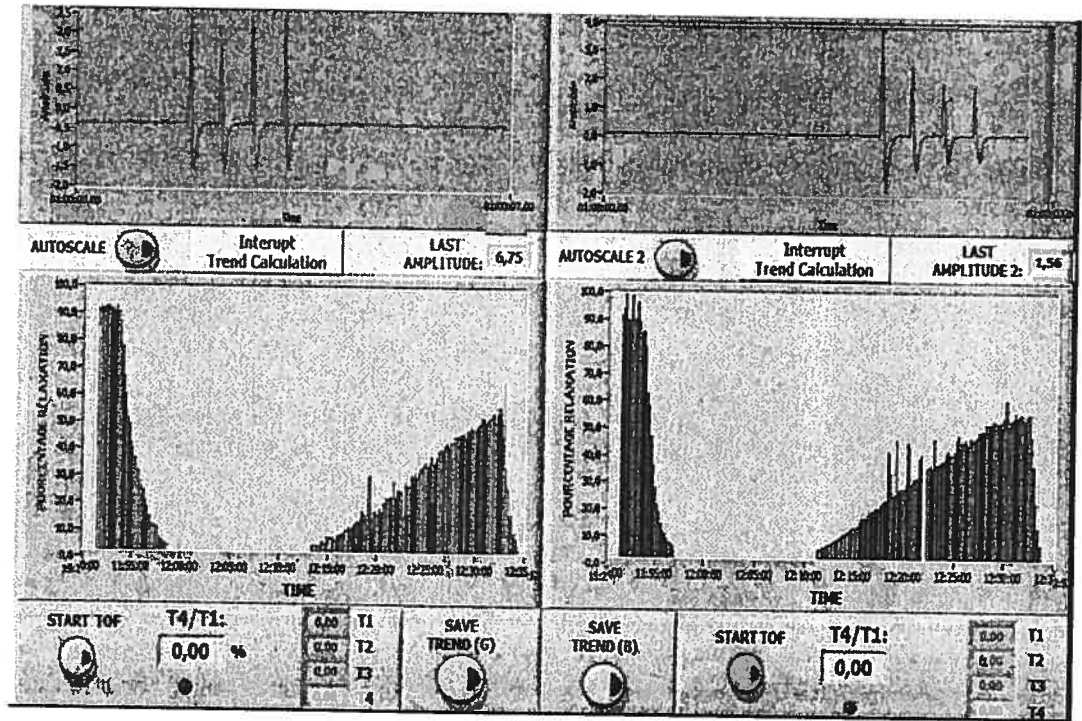


Figure 4

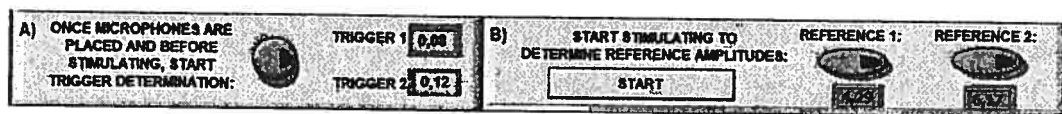


Figure 4 a

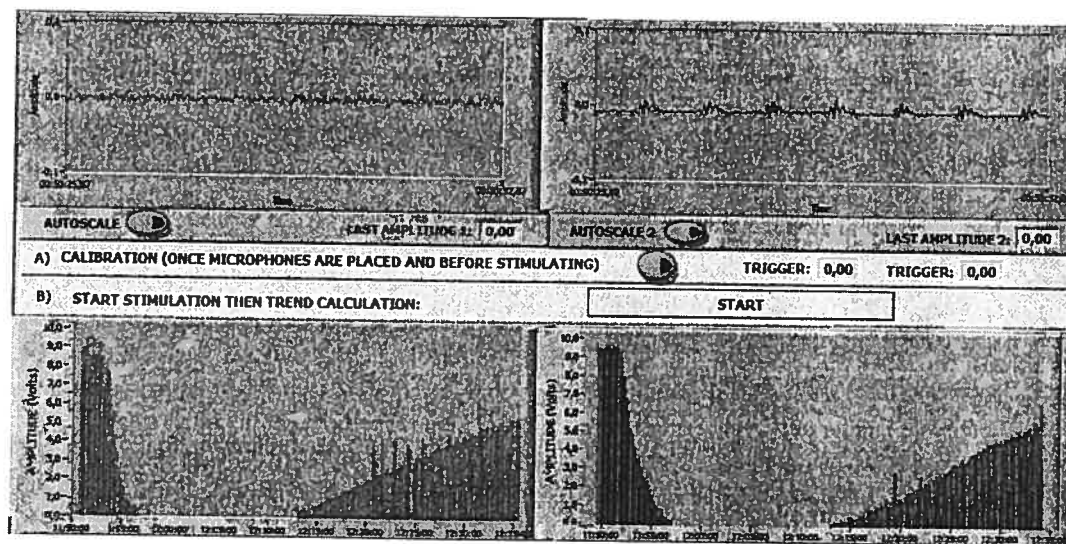


Figure 5



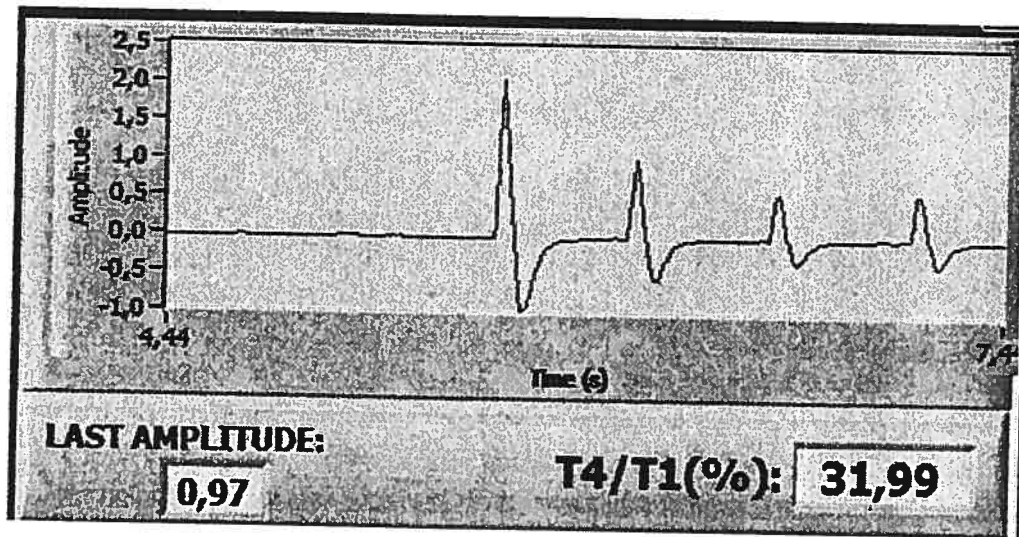


Figure 6

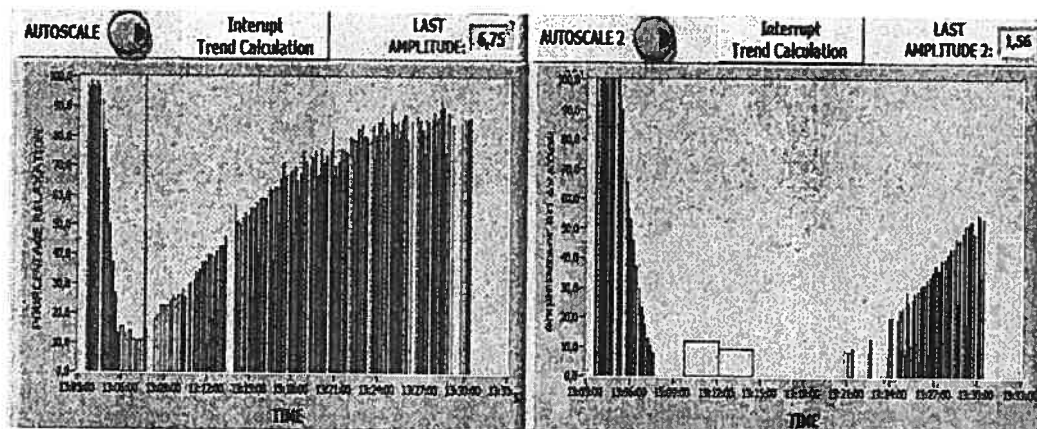


Figure 7

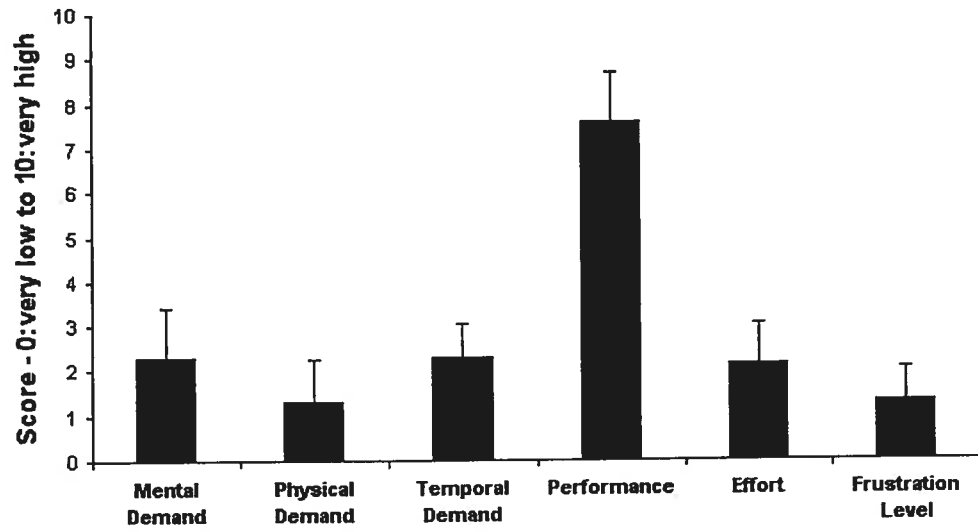


Figure 8

## Chapitre 5- Résultats additionnels

### 5.1. Exemple d'utilisation du système de monitoring

Afin d'illustrer le fonctionnement et les résultats disponibles avec notre système, voici une description détaillée des procédures effectuées à l'occasion d'une intervention gastroentérologique chez un homme âgé de 70 ans pesant 71 kg.

Le patient est emmené en salle d'opération où il reçoit les soins usuels nécessaires à la préparation de la chirurgie. Aux fins d'utilisation de notre système de monitoring neuromusculaire, deux neurostimulateurs sont utilisés. Les électrodes du premier sont placées au niveau du nerf ulnaire afin de stimuler le muscle adducteur du pouce (figure VII a – p.26) et les électrodes du second neurostimulateur sont placées sur la tempe au niveau du nerf facial (figure VII b – p.26) de manière à induire la contraction du muscle sourcilier. Les microphones sont fixés au niveau des deux sites de mesure (figure VII – p.26). Le courant de stimulation choisi est de 40 mA pour le muscle adducteur du pouce et de 30 mA pour le muscle sourcilier. Ces intensités sont dites supramaximales, c'est-à-dire qu'elles permettent de stimuler toutes les fibres du nerf visé. La stimulation 'train de quatre' répétée toute les douze secondes (figure VI b – p.25) est utilisée pour les deux muscles.

La sédation du patient est effectuée en utilisant le Propofol. On commence la période de stimulation préalable d'une durée de 5 minutes qui permet d'estimer les effets du phénomène d'escalier qui a été décrit au chapitre 3. À la fin de cette période de stimulation, l'amplitude de référence ( $T_{ref}$ ) est déterminée pour chaque site de mesure. Pour l'adducteur du pouce cette valeur a été de 6,95 V et de 1,04 V pour le sourcilier.

Le produit myorelaxant Mivacurium est injecté et la dose utilisée sous forme de bolus est de 10 mg. On procède au début du monitoring neuromusculaire. Toutes les valeurs des amplitudes de réponse pour chaque muscle sont mesurées et affichées sous forme de courbes de tendance tel qu'on peut le voir sur les figures XIV et XV.

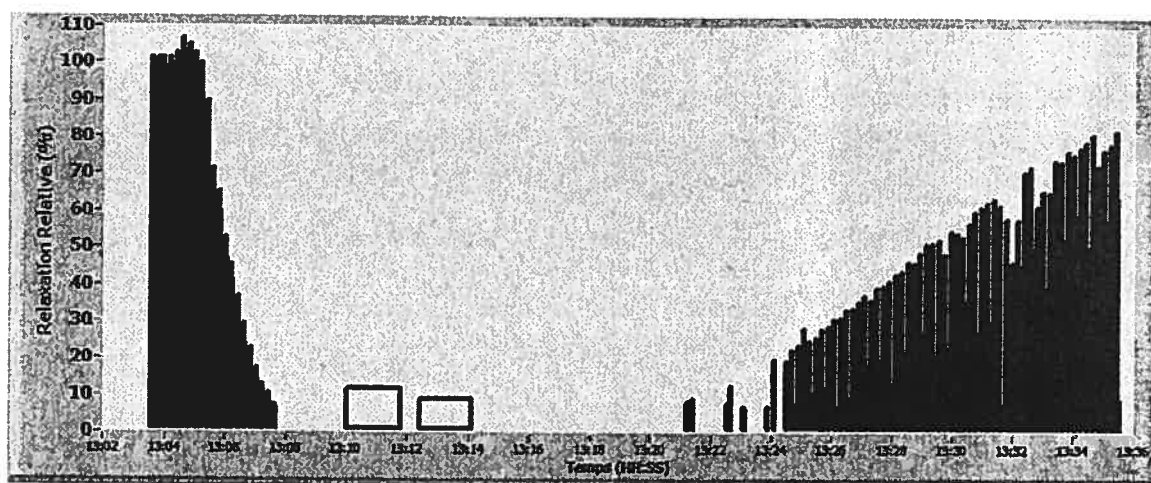


Figure XIV: Courbe de relaxation musculaire pour le muscle adducteur du pouce

Les deux rectangles au premiers tiers du graphique représentent des moments où des interférences électromagnétiques sont venues perturber l'analyse des amplitudes.

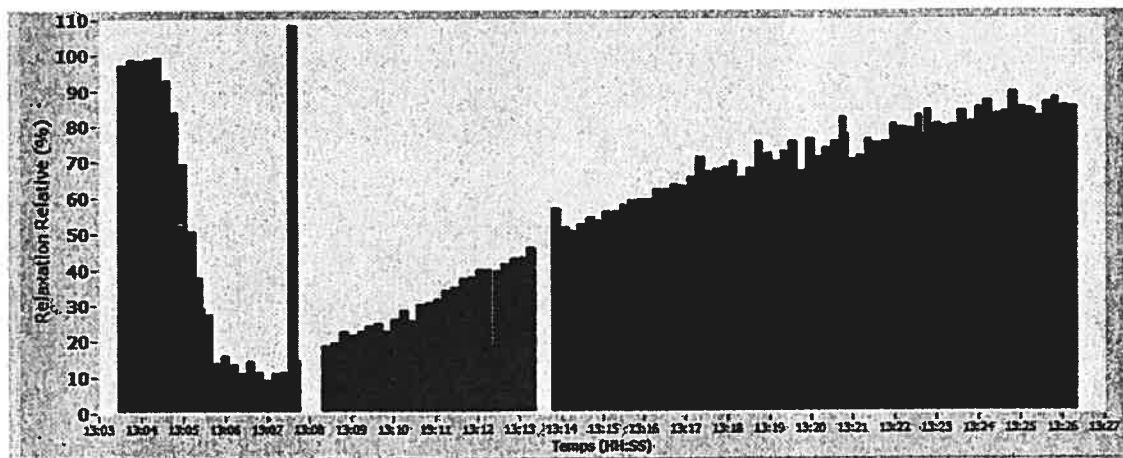


Figure XV: Courbe de relaxation musculaire pour le muscle sourcilier

On observe l'effet du myorelaxant au cours du temps : en particulier les phases de blocage et de déblocage des jonctions neuromusculaires. On constate aussi que le myorelaxant a des effets différents aux deux sites de mesure : l'effet est plus prononcé au niveau de l'adducteur du pouce que pour le sourcilier. Les données pharmacologiques sont présentées dans les deux tables qui suivent.

Dans la table 1, le début d'action correspond au temps nécessaire pour atteindre le niveau d'action maximum. T<sub>25%</sub> correspond au temps nécessaire lors de la récupération pour que l'amplitude de la réponse T<sub>1</sub> revienne à 25% de l'amplitude de référence (T<sub>ref</sub>).

Le même raisonnement s'applique pour le calcul des valeurs de T50%, T75%, T90%. Au niveau de la table 2, TOF 0,5 correspond au temps nécessaire pendant la période de récupération pour que le ratio TOF ( $T_4/T_1$ ) soit égal à 50%. Il en va de même pour les autres valeurs TOF 0,6; TOF 0,7; TOF 0,8 et TOF 0,9. Ces résultats illustrent bien le fait que le début d'action est plus rapide au muscle sourcilier et que l'effet maximum y est moins prononcé. De plus, la récupération est plus rapide au muscle sourcilier. Des études antérieures avaient déjà démontré les différences observées pour ces deux muscles en utilisant la méthode de phonomyographie [HEM03-1].

Période	Induction		Récupération			
Muscle	Début d'action (min)	Effet Maximum	T25% (min)	T50% (min)	T75% (min)	T90% (min)
Adducteur du pouce	4,38	100%	21,91	25,58	29,83	ND
Sourcilier	3,42	90%	6,46	10,43	15,98	21,23

**Table 1: Données pharmacologiques pour les deux sites de mesure**

Période	Récupération				
Muscle	TOF 0,5 (min)	TOF 0,6 (min)	TOF 0,7 (min)	TOF 0,8 (min)	TOF 0,9 (min)
Adducteur du	24,82	26,98	32,03	ND	ND

pouce					
Sourcilier	11,93	13,13	14,35	16,38	18,6

**Table 2: Données pharmacologiques pour les deux sites de mesure (suite)**

Il est intéressant de pouvoir afficher cette différence de comportement des deux muscles car ceci permet d'illustrer l'effet des produits myorelaxants sur les muscles profonds par rapports aux muscles périphériques. Le praticien bénéficie alors d'une vision plus complète de la relaxation musculaire du corps entier du patient.

On doit signaler que les valeurs TOF 0,8; TOF 0,9 et T90% ne sont pas disponibles pour le muscle adducteur du pouce car le monitoring a du être interrompu à la fin de la chirurgie avant que la récupération n'ait pu atteindre un niveau suffisant pour avoir accès à ces valeurs.

## 5.2. Monitoring intra-opératoire du nerf laryngé

Au cours de nos travaux, la chirurgie visant la résection de la glande thyroïde est apparue comme une situation où le monitoring neuromusculaire pouvait être particulièrement important pour le bon déroulement de l'intervention. Lors d'une chirurgie pour un cancer de la glande thyroïde ou de goitre récurrent, il est



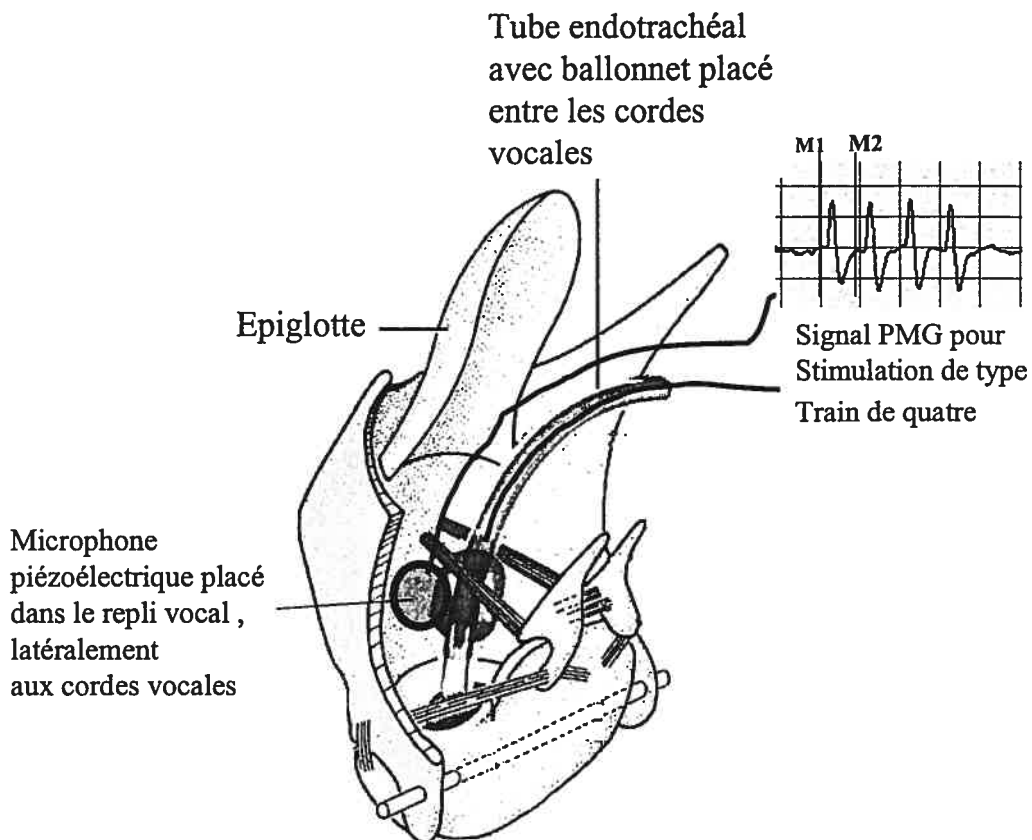
essentiel d'identifier et de protéger le nerf laryngé récurrent [BEA63], car l'incidence de paralysie permanente ou temporaire associée à une atteinte de ce nerf est d'environ 20% [MAR85]. Les causes à l'origine des paralysies transitoires peuvent être difficiles à établir car elles peuvent avoir été causées indirectement par des traumatismes de nature électrique ou mécanique lors de la chirurgie.

Pour monitorer le nerf laryngé, les méthodes existantes sont similaires à celle utilisée pour l'évaluation du blocage neuromusculaire : on stimule électriquement le nerf et on observe visuellement la contraction des muscles laryngés. Alors que l'efficacité de cette méthode subjective peut facilement être mise en doute, il est aussi possible d'utiliser l'EMG des muscles du larynx pour réaliser un monitoring quantitatif [MER96]. Une étude récente [HEM01] confirme que l'identification du nerf laryngé récurrent par la méthode d'EMG est très utile pour le chirurgien : l'incidence de paralysie du nerf laryngé récurrent est considérablement moindre que si on utilise la technique traditionnelle d'identification visuelle.

Pour le chirurgien et l'anesthésiste, il serait souhaitable de développer un système capable non seulement d'afficher les signaux mesurés mais aussi de générer des sons dont l'intensité est proportionnelle à l'amplitude du signal de contraction musculaire. Il pourrait aussi être intéressant d'utiliser le système non seulement pour l'identification du nerf mais aussi pour en vérifier l'intégrité et la fonction pré- et post-opératoire, ceci dans un objectif de contrôle de qualité de la chirurgie.

À ce jour, de tels systèmes n'existent pas pour la routine clinique. Dans ce cas, il suffit de stimuler électriquement le nerf laryngé récurrent (pour le localiser et évaluer s'il y est intact ou endommagé) et de mesurer la réponse phonomyographique associée au stimulus. Dans cette situation, il faut s'assurer qu'aucun produit myorelaxant n'est utilisé lors de l'intervention chirurgicale car autrement il serait difficile de faire le lien entre l'amplitude des signaux observés avant et après la chirurgie.

La stimulation électrique externe est réalisée à l'aide d'électrodes percutanées. Une fois l'incision pour la chirurgie de la thyroïde faite une électrode est utilisée pour stimuler le nerf laryngé récurrent. Des impulsions rectangulaires à la fréquence de 3 Hz et avec un courant d'intensité comprise entre 0 et 5 mA sont utilisées. Un microphone est placé dans le larynx juste au dessus des cordes vocales (figure XVI) afin de capter et mesurer la contraction des muscles laryngés.



**Figure XVI: Placement du microphone piézoélectrique**

Nous avons donc adapté l'interface opérateur de notre système à cette situation particulière. On observe à la figure XVII le signal mesuré en temps réel au niveau des muscles des cordes vocales. L'intensité du signal est proportionnelle à l'amplitude de la réponse musculaire évoquée par la stimulation électrique. Un affichage numérique de l'amplitude des réponses musculaires consécutivement aux stimulations est proposé. Il est possible d'afficher en continu le signal acoustique recueilli et d'en analyser l'amplitude.

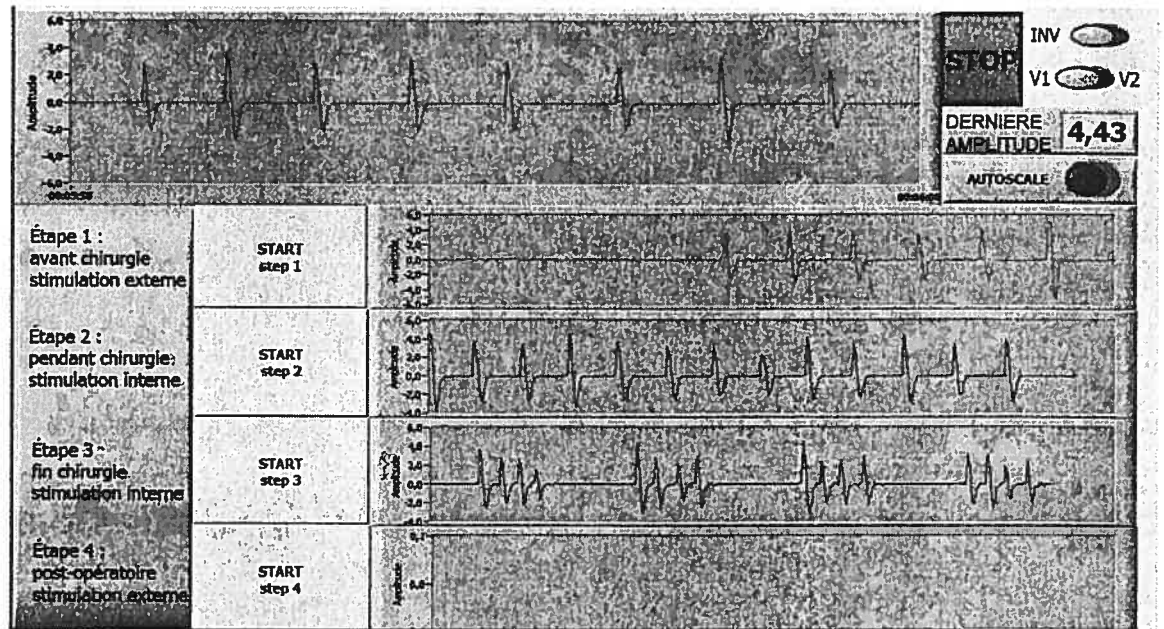


Figure XVII: Interface usager du système de monitoring du nerf laryngé (signaux simulés)

De plus, quatre étapes de monitoring sont proposées afin de pouvoir comparer l'état du nerf avant et après la chirurgie.

- 1- On enregistre et on affiche un signal significatif avant que l'incision chirurgicale ne soit faite. Pour cette première phase, la stimulation électrique du nerf laryngé se fait de manière externe.
- 2- Avant le début de la chirurgie, on stimule le nerf directement par un système particulier d'électrodes. On enregistre et on affiche un signal significatif.
- 3- A la fin de la chirurgie on répète les procédures de l'étape précédente.
- 4- Enfin, une fois l'incision refermée on va à nouveau stimuler le nerf de manière externe et enregistrer et afficher les signaux.

La comparaison s'effectue entre les résultats des étapes 1 et 4 avec ceux des étapes 2 et 3. Les tests préliminaires de ce système n'ont pas été satisfaisants. Le problème majeur rencontré lors des essais cliniques fut une piètre qualité du signal. Le placement du microphone au niveau des cordes vocales est très délicat même si l'opérateur a une grande expertise dans le domaine et le signal obtenu est le plus souvent inutilisable à ce site de mesure. De plus la ventilation mécanique du patient est une importante source d'interférence pour notre signal. De nouvelles solutions de placement du microphone sont à envisager pour pallier à ces problèmes techniques et améliorer la qualité du signal afin de poursuivre le développement d'un tel système.

## Chapitre 6- Discussion

Nous avons produit un nouveau système de monitoring en anesthésie en utilisant la méthode de phonomyographie. Cette méthode a été choisie pour les avantages qu'elle offre sur les méthodes concurrentes en routine clinique tel la mécanomyographie qui est considérée comme la méthode de référence ('gold standard').

Notre système permet actuellement le monitoring simultané de deux muscles mais des applications pour plus que deux muscles sont possibles. Si par exemple on mesure l'activité du muscle adducteur du pouce et du sourcilier, l'anesthésiste dispose d'une indication du comportement des muscles de surface et de ceux plus en profondeur comme le larynx, le diaphragme ou les muscles intra abdominaux [HEM03-1]. Cette information lui fournit une vision plus réaliste de l'état de la relaxation musculaire de son patient que s'il disposait seulement du signal de l'abducteur ou du sourcilier. Sous cet aspect, notre appareil est donc plus intéressant que les appareils commerciaux existants qui ne permettent le monitoring que d'un muscle à la fois. Des applications à plus de deux muscles sont possibles avec notre approche.

De plus, contrairement aux appareils existants, notre système offre plusieurs options permettant d'enregistrer les données pour usage ultérieur comme à des fins de recherche clinique par exemple ou pour des recherches portant sur l'étude

de nouveaux agents neuro-bloquants. Autre avantage sur les appareils commerciaux, notre système affiche en continu les signaux qui sont captés. L'utilisateur peut ainsi facilement détecter la présence d'interférences mécaniques (mouvement du microphones, du patient) ou électriques (utilisation concomitante d'autres appareils électriques dans la salle d'opération) et agir rapidement soit pour éliminer les mouvements des microphones ou simplement effacer ces sections. L'affichage des signaux originaux permet donc d'effectuer un contrôle de qualité sur l'enregistrement des signaux. D'autre part, lorsque le système est utilisé en mode avec référence, un filtre prévient automatiquement l'analyse des signaux dont l'amplitude est supérieure à 150% du niveau de référence. Ceci constitue une protection contre les artefacts importants comme ceux du bistouri électrique. La qualité du monitoring n'est pas affectée par le faible pourcentage du temps où ce filtre opère.

Le design de l'interface du système de monitoring s'inspire des règles d'affichage connues dans l'industrie. La supériorité de l'affichage graphique sur l'affichage numérique a été démontrée [GUR95] spécifiquement dans l'environnement anesthésique où la complexité des tâches et le nombre important de paramètres à surveiller impliquent une très haute vigilance du praticien. Par contre, la simplicité de quelques appareils existants du monitoring neuromusculaire (e.g. M-NMT-Mechanosensor) qui n'affiche pas les signaux originaux mais présente les résultats sous forme de colonnes de chiffres ne semble pas être appropriée par rapport à la complexité du blocage neuromusculaire.

Pour le design de notre système une combinaison d'éléments numériques et symboliques est utilisée. Les symboles graphiques sont prédominants pour mieux identifier les fonctions différentes du système (ex: choix entre modes avec référence ou standard) et l'affichage des tendances pharmacodynamiques. Pour la détermination de l'état ponctuel du blocage neuromusculaire, des fenêtres numériques indépendantes donnent l'information sous forme numérique (ex: affichage du ratio TOF). L'équilibre entre l'affichage de toutes les valeurs pharmacodynamiques d'intérêt et l'utilisation facile et intuitive du système a été facilité par l'utilisation d'un écran plus grand (15,4 pouces) que celui qu'on trouve habituellement sur les portables. Tel que l'a montré le questionnaire Task Load Index, cette conception a été valorisée par un groupe d'anesthésistes qui n'a été impliqué en aucun moment dans le développement du système.

Notre système de monitoring présente des limites. La première concerne la détection automatique des ratios TOF. Alors que tous les appareils commerciaux existants ont des neurostimulateurs intégrés, ce n'est pas le cas pour notre système. L'analyse des ratios TOF pour ces appareils est synchronisée avec la stimulation, ce qui permet de limiter l'influence des artefacts. Cette synchronisation permet de définir des fenêtres d'analyse temporelles pour mesurer les amplitudes. Sans stimulateur intégré dans notre système, l'analyse des données s'effectue suite à un déclenchement basé sur un seuil prédéfini (lequel est calculé en fonction du niveau de bruit de la ligne de base). Si le signal devient



supérieur à la valeur de déclenchement l'analyse de l'amplitude des signaux sur une fenêtre de 400 ms s'effectue. Le seuil de déclenchement est défini par une valeur de 110% de la valeur maximum de la ligne de base quand il n'y a pas de stimulation (une calibration est effectuée avant de procéder au monitoring du patient). La fiabilité du système dépend du niveau de bruit de la ligne de base. De plus, la sensibilité de la phonomyographie est telle que d'autres signaux peuvent être captés, comme la pulsation des artères, ce qui peut perturber la ligne de base. Ainsi la fiabilité et l'efficacité du calcul du ratio TOF sont proportionnelles au bruit de la ligne de base (ex: perte du 4<sup>ième</sup> 'twitch' noyé dans le bruit). Pour diminuer l'influence de ce problème, nous amplifions le signal initial aux limites de la saturation afin de maximiser le rapport signal sur bruit. L'intégration des neurostimulateurs permettra de réduire l'incidence ce problème.

Une autre limite concerne la fixation des microphones. Les microphones que nous utilisons sont fixés sur la peau à l'aide de ruban adhésif. Il peut arriver que la fixation devienne moins efficace et modifie la mesure. Il est donc nécessaire de trouver une solution qui permettrait de stabiliser la fixation ce qui est particulièrement important dans le cadre d'une application clinique de routine. Dans ce contexte, nous testons un nouveau modèle de microphones autocollants et jetables qui devraient être en mesure de pallier à ce problème.

## Chapitre 7- Conclusion

Utilisant la méthode de phonomyographie, un système interactif de monitoring en anesthésie a été développé permettant l'enregistrement simultané des réponses aux stimuli de deux muscles. Ce système a été testé en salle d'opération et les résultats obtenus sont très satisfaisants.

S'inspirant d'interfaces coutumières, l'utilisateur peut facilement suivre le déroulement temporel de la relaxation musculaire. À la différence des appareils commerciaux, notre système de monitoring affiche continuellement les réponses musculaires acoustiques, facilitant ainsi la reconnaissance des artefacts. Notre système nécessite un niveau d'attention très acceptable pour le praticien et la performance qui en résulte est élevée. Le fait de pouvoir suivre l'évolution dans le temps de la relaxation à deux sites différents permet d'illustrer les comportements différents des muscles périphériques et centraux vis à vis de l'utilisation des produits myorelaxants. L'intégration des deux paramètres les plus courants (courbes de tendances ( $T_i/T_{ref}$ ) et ratio ( $T_4/T_1$ )) associé aux deux sites de mesure donne un point de vue plus complet sur la relaxation des muscles du corps.

La méthode de phonomyographie est fort intéressante en anesthésie car elle est facile d'application et l'approche permet d'accéder à plusieurs sites de mesure (muscles). Étant donné que la phonomyographie est interchangeable avec la mécanomyographie (méthode de référence) pour les muscles que nous avons

investigués, le potentiel clinique de cette nouvelle méthode est important. En effet à résultat et efficacité équivalents, la phonomyographie offre l'avantage d'être applicable à tous les muscles superficiels et comporte des contraintes d'utilisation moindres comparativement à la méthode de mécanomyographie.

Au cours de notre travail, on a pu identifier en particulier l'intérêt d'afficher les signaux originaux et l'affichage exhaustif des courbes de tendances – le fait de pouvoir recueillir une somme importante d'informations relatives au blocage neuromusculaire est apprécié par les praticiens ayant employé le système. Certaines contraintes sont aussi apparues et ont montré que l'interface graphique devait être le plus simple afin de pouvoir être pris en main au plus vite. Une autre contrainte concerne la gestion des bruits électromagnétiques dans les salles d'opération qui peuvent perturber fortement notre système. Il est donc nécessaire d'accorder une grande importance à l'isolation du système. La fixation des microphones étant encore réalisée à l'aide ruban adhésif, il serait intéressant d'utiliser des microphones autocollants dont la fixation serait plus aisée et probablement plus stable, des microphones jetables pourraient être une option intéressante.

Le prototype développé est une première étape qui a conduit à un second prototype plus élaboré lequel est actuellement en cours de validation et qui pourrait être utilisé pour la pratique quotidienne de l'anesthésiste. La première étape de développement de cet appareil a porté sur l'intégration de

neurostimulateurs. À l'issue de toutes les phases de développements, nous espérons pouvoir trouver un partenaire commercial capable de transformer le système sous une forme commercialisable et d'en faire la distribution et l'entretien.

## Références

- [BAR85] Barry, DT, Geiringer SR, Ball RD. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle Nerve*. 1985; 8: 189-194
- [BAR86] Barry DT, Leonard JA Jr, Gitter AJ, Ball RD. Acoustic myography as a control signal for an externally powered prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986 ; 67:267-9
- [BAR87-1] Barry DT. Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophys. J* 1987; 51: 769-773
- [BAR87-2] Barry DT., Cole NM. Fluid Mechanics of Muscle Vibrations. *Biophys. J* 1987; 53: 899-905
- [BAR90-1] Barry DT, Cole NM. Muscle sounds are emitted at the resonant frequency of skeletal muscle. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990; 37: 525-531
- [BAR90-2] Barry DT, Gordon KE, Hinton GG. Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease. *Muscle Nerve*. 1990 ; 13:286-290
- [BAR92-1] Barry DT. Vibrations and sounds from evoked muscle twitches.

Electromyogr Clin Neurophysiol 1992; 32: 35-40.

[BAR92-2] Barry DT, Hill T, Im D. Muscle fatigue measured with evoked muscle vibrations. Muscle Nerve 1992;15: 303-309.

[BEA63] Bears OH, Vandertoll DJ. Complications of secondary thyroidectomy. Surg Gynecol Obstet 1963; 117:535

[BER97] Berg H, Roed J, Viby-Mogensen J, Mortensen CR, Engbaek J, Skovgaard LT, Krintel JJ. Residual neuromuscular block is a risk factor for postoperative pulmonary complications. A prospective, randomised, and blinded study of postoperative pulmonary complications after atracurium, vecuronium and pancuronium. Acta Anaesthesiol Scand. 1997; 41: 1095-1103.

[BOL89] Bolton CF, Parkes A, Thompson TR, Clark MR and Sterne CJ. Recording sound from human skeletal muscle: technical and physiological aspects. Muscle Nerve 1989; 12: 126-134

[CHU59] Churchill-Davidson HC, Christie TH. The diagnosis of neuromuscular block in man. Br J Anaesth. 1959; 31: 290-301

[DAH97] Dahaba AA, Rehak PH, List WF. Assessment of accelerography with the TOF-GUARD: a comparison with electromyography. *Eur J Anaesthesiol.* 1997; 14: 623-629

[DAH99] Dahaba AA, Von Klobucar F, Rehak PH, List WF. Comparison of a new piezoelectric train-of-four neuromuscular monitor, the ParaGraph, and the Relaxometer mechanomyograph. *Br J Anaesth.* 1999; 82: 780-782

[DAL93] Dalton PA, Stokes MJ. Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and during dynamic contractions. *Muscle Nerve* 1993; 16: 255-261

[DAS99] Dascalu A, Geller E, Moalem Y, Manoah M, Enav S, Rudick Z. Acoustic monitoring of intraoperative neuromuscular block. *Br J Anaesth.* 1999; 83: 405-409

[ENG92] Engbaek J, Skovgaard LT, Friis B, Kann T, Viby-Mogensen J. Monitoring of the neuromuscular transmission by electromyography (I). Stability and temperature dependence of evoked EMG response compared to mechanical twitch recordings in the cat. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1992; 36: 495-504

[EPS73] Epstein RA, Epstein RM. The electromyogram and the mechanical response of indirectly stimulated muscle in anesthetized man following curarization. *Anesthesiology* 1973; 38: 212-223

[FRA87] Frangioni JV, Kwan-Gett TS, Dobrunz LE, McMahon TA. The mechanism of low-frequency sound production in muscle. *Biophys J* 1987; 51:775-783

[FRU98] Fruergaard K, Viby-Mogensen J, Berg H, el-Mahdy AM. Tactile evaluation of the response to double burst stimulation decreases, but does not eliminate, the problem of postoperative residual paralysis. *Acta Anaesthesiol Scand.* 1998; 42: 1168-1174

[GOR48] Gordon G, Holbourn HS. The sounds from single motor units in contracting muscle. *J Physiol* 1948; 107: 456-464

[GRI65] Grimaldi F.M., *Physicomathetis de Lumine*. Bologna, 1665

[GUR95] Gurushanthaiah K, Weinger MB, Englund CE. Visual display format affects the ability of anesthesiologists to detect acute physiologic changes. A laboratory study employing a clinical display simulator. *Anesthesiology* 1995; 83: 1184-1193



[HEM01] Hemmerling TM, Schmidt J, Bosert C, Jacobi KE, Klein P. Intraoperative monitoring of the recurrent laryngeal nerve in 151 consecutive patients undergoing thyroid surgery. *Anesth Analg* 2001; 396-9

[HEM02-1] Hemmerling TM, Donati F, Beaulieu P, Babin D. Phonomyography of the corrugator supercilii muscle: signal characteristics, best recording site and comparison with acceleromyography. *Br J Anaesth.* 2002; 88: 389-393

[HEM02-2] Hemmerling, T.M., Babin, D. "Phonomyography--acoustic myography using condenser microphones: a promising new method of monitoring neuromuscular transmission". *Anaesth Intensive Care* 2002; 30: 532-533

[HEM03-1] Hemmerling TM, Donati F. Neuromuscular blockade at the larynx, the diaphragm and the corrugator supercilii muscle: a review. *Can J Anaesth.* 2003; 50: 779-794

[HEM03-2] Hemmerling TM, Babin D, Donati F. Phonomyography as a novel method to determine neuromuscular blockade at the laryngeal adductor muscles: comparison with the cuff pressure method. *Anesthesiology* 2003; 98: 359-363

[HEM04-1] Hemmerling TM, Michaud G, Trager G, Deschamps S, Babin D, Donati F. Phonomyography and mechanomyography can be used interchangeably

to measure neuromuscular block at the adductor pollicis muscle. *Anesth Analg* 2004; 98: 377-381

[HEM04-2] Hemmerling TM, Michaud G, Babin D, Trager G, Donati F. Comparison of phonomyography with balloon pressure mechanomyography to measure contractile force at the corrugator supercilii muscle. *Can J Anaesth.* 2004; 51: 116-121

[HOF98] Hofmockel VR, Benad G, Pohl B, Brahmstedt R. Measuring muscle relaxation with mivacurium in comparison with mechano- and electromyography *Anaesthesiol Reanim.* 1998; 23: 72-80

[KAT73] Katz RL. Electromyographic and mechanical effects of suxamethonium and tubocurarine on twitch, tetanic and post-tetanic responses. *Br J Anaesth.* 1973; 45: 849-859

[KER95] Kern SE, Johnson JO, Westenskow DR, Orr JA. A comparison of dynamic and isometric force sensors for train-of-four measurement using submaximal stimulation current. *J Clin Monit* 1995; 11: 18-22

[KIN00] King M, Sujirattanawimol N, Danielson DR, Hall BA, Schroeder DR, Warner DO. Requirements for muscle relaxants during radical retropubic prostatectomy. *Anesthesiology.* 2000; 93:1392-1397

[KIR98] Kirkegaard-Nielsen H, Helbo-Hansen HS, Lindholm P, Pedersen HS, Severinsen IK, Schmidt MB. New equipment for neuromuscular transmission monitoring: a comparison of the TOF-Guard with the Myograph 2000. *J Clin Monit Comput.* 1998; 14: 19-27

[KOP88] Kopman AF. The effect of resting muscle tension on the dose-effect relationship of d-tubocurarine: does preload influence the evoked EMG? *Anesthesiology* 1988; 69: 1003-1005

[KOP95] Kopman AF, Justo MD, Mallhi MU, Abara CE, Neuman GG. The influence of changes in hand temperature on the indirectly evoked electromyogram of the first dorsal interosseous muscle. *Can J Anaesth.* 1995; 42: 1090-1095

[KOP01] Kopman AF, Kumar S, Klewicka MM, Neuman GG. The staircase phenomenon: implications for monitoring of neuromuscular transmission. *Anesthesiology* 2001; 95: 403-407

[LIE03] Lieutaud T, Billard V, Khalaf H, Debaene B. Muscle relaxation and increasing doses of propofol improve intubating conditions. *Can J Anaesth.* 2003; 50: 121-126

[MAR85] Martesson H, Terins J. Recurrent laryngeal nerve palsy in thyroid gland surgery: related to operations and nerves at risk. Arch Surg 1985; 120: 475-477

[MEL89] Mellinghoff H, Diefenbach C, Arhelger S, Buzello W. Mechanomyography and electromyography--2 competing methods of relaxometry using vecuronium. Anasth Intensivther Notfallmed. 1989; 24: 57-59

[MER96] Mermelstein M, Nonweiler R, Rubinstein EH. Intraoperative identification of laryngeal nerves with laryngeal electromyography. Laryngoscope. 1996; 106:752-756

[NAG01] Naguib M, Samarkandi AH. The use of low-dose rocuronium to facilitate laryngeal mask airway insertion. Middle East J Anesthesiol. 2001; 16: 41-54

[OST80] Oster G., Jaffe JS. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. Biophys. J. 1980; 30: 119-128

[OST84] Oster G. Muscle sounds. Sci Am. 1984; 21: 201-243

[ORI89] Orizio C, Perini R, Veicsteinas A. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. *Eur J Appl. Physiol. Occup Physiol* 1989; 58: 528-533

[ORI93] Orizio C. Muscle sound: bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Crit Rev Biomed Eng* 1993; 21: 201-243

[OUA99] Ouamer M, Boiteux M, Petitjean M, Travens L, Sales A. Acoustic myography during voluntary isometric contraction reveals non-propagative lateral vibration. *J Biomech.* 1999; 32: 1279-85

[PET95] Petitjean M, Maton B. Phonomyogram from single motor unit during voluntary isometric contraction. *Eur J Appl Physiol* 1995; 71:215-222

[SHO95] Shorten GD, Merk H, Sieber T. Perioperative train-of-four monitoring and residual curarization. *Can J Anaesth.* 1995; 42: 711-715

[STO91] Stokes MJ, Dalton PA. Acoustic myography for investigating human skeletal muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1991; 71: 1422-1426

[STO93] Stokes MJ. Acoustic myography: applications and considerations in measuring muscle performance. *Isokinetic Exercise Sci* 1993; 3: 4-15

[TOR98] Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH. Acoustic myography, electromyography and bite force in the masseter muscle. *J Oral Rehabil* 1998 25: 940-945

[VIB84] Viby-Mogensen J. Postoperative residual curarization and evidence-based anaesthesia. *Br J Anaesth.* 2000; 84: 301-303

[VIB85] Viby-Mogensen J, Jensen NH, Engbaek J, Ording H, Skovgaard LT, Chraemmer-Jorgensen B. Tactile and visual evaluation of the response to train-of-four nerve stimulation. *Anesthesiology.* 1985; 63: 440-443

[WEE89] Wee AS, Ashley RA. Vibrations and Sounds produced during sustained voluntary muscle contraction. *Electromyogr Clin neurophysiol.* 1989; 29: 333-337

[WIL03] Williams MT, Rice I, Ewen SP, Elliott SM. A comparison of the effect of two anaesthetic techniques on surgical conditions during gynaecological laparoscopy. *Anaesthesia.* 2003; 58:574-578

[WOL10] Wollaston WH. The Croonian Lecture. On the duration of muscle action. *Philos Trans Royal Soc Lond* 1810; 1-5