

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME DE MYOGRAPHIE ACOUSTIQUE

BOU-PHON CHANG
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
DÉCEMBRE 2005



Library and
Archives Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 978-0-494-47656-7
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-47656-7

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME DE MYOGRAPHIE ACOUSTIQUE

présenté par: CHANG Bou-Phon

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. MATHIEU Pierre A., D.Sc.A., président

M. GUARDO Robert, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. HEMMERLING Thomas, MD, DEAA, membre et codirecteur de recherche

M. AUDET Yves, D.Sc.A., membre

À ma mère et ma soeur, ma famille.

REMERCIEMENTS

Il y a trois ans, j'ai décidé de compléter ma formation par une maîtrise lorsque je venais tout juste de terminer un bacc. en génie électrique. J'étais encore un néophyte d'ingénierie. Après toutes ces années d'études, je suis aujourd'hui devenu... un néophyte qui connaît davantage ses limites : il me semble que plus on apprend, plus on prend conscience que le monde est grand, et c'est grâce à M.Guardo que j'ai réalisé ceci durant mon passage à l'IGB ; il est calme, expérimenté, exigeant, consciencieux et toujours disponible quand on a besoin de ses conseils. Un peu comme un de ces maîtres de métier de l'époque ancienne, il protège ses disciples sous ses ailes et leur enseigne minutieusement son art. Ces années ont été aussi agréables que fructueuses. Merci M.Guardo, encore, pour tout.

J'exprime ma gratitude envers Dr. Hemmerling pour avoir accepté la co-direction de ma maîtrise. Il m'a fait découvrir le plaisir de l'application de l'ingénierie au monde médical, c'est aussi grâce à lui que j'ai pu contribuer à la phonomyographie, une technique toute nouvelle et pleine de promesse. Ses commentaires concernant l'utilisation pratique du système et l'allure des signaux obtenus ont été bien précieux. Je remercie également les étudiants du CHUM : Guillaume, Stéphane, Nicolas et Julie, pour leur aide dans les essais cliniques. Guillaume, Stéphane, merci encore pour avoir supporté mes démarches pendant toutes ces années.

Aux autres membres de jury, professeurs Pierre Mathieu et Yves Audet, merci d'avoir accepté de corriger mon mémoire.

Je voudrais aussi remercier les personnes suivantes pour leur amitié, conseils ou support. Elles sont, dans un ordre aléatoire : Nathe, Eva, Niculus-cis, Niculus-trans, Isa, Lucie, Nassiri, Mathieu, Pierre-Luc, Louis-François, Élisabeth, Hervé,

Denis, Guy, Maria, Johanne, Claude, M.Bertrand, M.Savard, Warsama et Leïla.
Sans vous, il aurait été impossible pour moi de compléter ma maîtrise. Oui j'exagère
un peu, mais vous comprenez l'idée!

Un dernier merci à Jean et Philippe, mes deux amis de longue date, pour leur
support continu depuis le secondaire.

RÉSUMÉ

Le cadre général de ce projet de maîtrise est le développement d'une technique de monitoring du niveau de relaxation musculaire d'un patient en cours de chirurgie. La plupart des interventions chirurgicales débutent par l'administration au patient d'un agent de blocage neuromusculaire, ou myorelaxant, qui inhibe les mouvements involontaires que pourraient provoquer les actes chirurgicaux telle l'utilisation des écarteurs et du tube trachéal. L'induction et le maintien d'un niveau adéquat de relaxation musculaire revêtent une grande importance pour le patient, car il permet le déroulement sécuritaire de la chirurgie et diminue les risques de traumatisme et de complications. L'anesthésiste assure le contrôle du niveau de relaxation musculaire en se basant principalement sur des évaluations visuelles et tactiles de la réponse du patient à des stimuli extérieurs, la subjectivité de ces méthodes peut cependant augmenter les risques de complications. Diverses techniques objectives d'évaluation du niveau de relaxation musculaire sont décrites dans la littérature mais aucune n'est utilisée présentement de façon routinière.

Notre projet de maîtrise a pour objectif de réaliser un appareil micro-informatisé basé sur une nouvelle technique de monitoring appelée phonomyographie. Cette technique, développée dans une très large mesure au Centre de Recherche Hôtel-Dieu de Montréal, permet d'évaluer le niveau de relaxation musculaire en provoquant la contraction du muscle cible (p. ex. muscle sourcilier ou adducteur du pouce) par des impulsions de courant électrique et en captant à l'aide d'un microphone le signal acoustique produit par le mouvement des fibres musculaires. Comparativement à d'autres techniques de monitoring, comme l'électromyographie (EMG) et la mécanomyographie (MMG) qui utilisent respectivement l'enregistrement de potentiels électriques et de signaux provenant d'un capteur de force, la phonomyographie (PMG) présente des avantages qui conduisent à une simpli-

fication de la mise en oeuvre et, potentiellement, à des mesures plus précises de l'amplitude de la contraction musculaire.

Le présent mémoire décrit les étapes de conception, de construction et de vérification en laboratoire du prototype d'un système de phonomyographie. Le prototype qui a été réalisé comporte deux canaux indépendants de stimulation électrique et de mesure du signal acoustique, ce qui permet le monitoring simultané de deux muscles. Une interface graphique programmée en langage de haut niveau (Java) permet à l'utilisateur de spécifier les paramètres opérationnels de chaque canal, de visualiser en temps réel les signaux captés par les microphones, d'effectuer le pré-traitement de données (p. ex. l'élimination d'artéfacts) et d'afficher les tendances des indicateurs de relaxation musculaire (p. ex., le ratio entre l'amplitude de la 4^e réponse musculaire et celle de la 1^{re}, dans une série de contractions provoquées par une salve de 4 stimuli). Les données acquises durant toute l'intervention sont archivées et peuvent ensuite être utilisées pour effectuer des analyses plus complètes à des fins de recherche.

Le prototype réalisé a obtenu le certificat de conformité aux normes de sécurité électrique de l'Association Canadienne de Normalisation (Canadian Standards Association). Son utilisation pour le monitoring de patients en cours de chirurgie a été approuvée, sur une base évaluative, par le comité d'éthique de l'hôpital Hôtel-Dieu de Montréal. Au moment du dépôt de ce mémoire, le prototype avait servi au monitoring de plusieurs patients. Bien qu'il ne s'agisse que de résultats préliminaires, ces essais in vivo ont démontré que le prototype rencontre les exigences techniques qui permettront de réaliser éventuellement des études structurées dans le but d'évaluer l'efficacité de la phonomyographie comme technique clinique de monitoring de la relaxation musculaire.

ABSTRACT

This graduate research project concerns the development of a new technique for monitoring muscle relaxation during surgery. Many surgical procedures necessitate the use of neuromuscular blocking agents (NMBA), which inhibits involuntary movements caused by surgical instruments such as retractors and tracheal tube. To reduce the risks of complications it is necessary to induce and maintain an adequate level of paralysis; thus, precise monitoring of anesthesia plays a crucial part in the operation's success. Presently, most anesthetists rely on visual and tactile methods to evaluate a patient's response to external stimulations. Objective techniques of monitoring have been well studied in the literature; however, such techniques are still not used routinely due in part to material limitations.

The main objective of our project is to design an electronic device which monitors muscle relaxation by using a novel technique called phonomyography. The specifications of this device are based on previous studies on phonomyography at Centre de Recherche Hôtel-Dieu de Montréal. This medical modality evaluates the amplitude of muscle paralysis by first provoking the contraction of a muscle (ex : the corrugator supercilii or adductor pollicis) with an electric impulse, then measuring the acoustic vibrations produced by muscle movements using a specialized microphone. The source of data differs from other monitoring techniques. Mechanomyography for example, uses a dynamometer to record variations of muscle force; electromyography, on the other hand, detects electrical potential produced by muscle fibers using surface or needle electrodes. Compared to these well-known techniques, phonomyography has the advantages of requiring a simpler setup and of being less prone to recording artifacts.

The present master's thesis describes the design, construction and laboratory tes-

ting of a phonomyograph prototype. This device contains two independent channels of neurostimulation and acoustic signal acquisition, allowing simultaneous monitoring of two muscles. The prototype works in conjunction with a graphical user interface written in Java, a high level abstract language. Through the graphical elements of the interface, the user can modify each channel's functional parameters, visualize signals from microphones in real-time, apply basic analysis on data (ex : filtering and rejection of artifacts) and produce trend graphs of relaxation indicators (such as the ratio of the amplitude of the fourth to first contraction resulting from cyclic train-of-four stimulations). Recordings made during a surgical procedure can be saved on disk for further analysis or research.

The phonomyograph prototype built during this master's project has been tested for conformity to electrical safety standards by the Canadian Standards Association (CSA). The Hôtel-Dieu hospital's institutional review board has approved its use for clinical research. As of december 2005, the prototype had been used during surgery of a few patients. Even though these were preliminary trials, results demonstrate the capability of the prototype to carry out full-fledged studies, which would help evaluate phonomyography as a viable tool for routine monitoring of muscle relaxation.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vii
ABSTRACT	ix
TABLE DES MATIÈRES	xi
LISTE DES TABLEAUX	xvi
LISTE DES ANNEXES	xvii
LISTE DES FIGURES	xviii
LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES	xxii
LISTE DES ALGORITHMES	xxiv
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Principes physiologiques de la contraction musculaire	5
1.1.1 Structure anatomique des muscles squelettiques	5
1.1.2 Mécanisme de la contraction musculaire	7
1.1.3 Recrutement des unités motrices	10
1.2 Phonomyographie	11
1.2.1 Méthodologie	11
1.2.2 Problèmes terminologiques	12

1.2.3	Origine des ondes de pression	13
1.2.3.1	Théories sur les mécanismes de production de sons	13
1.2.3.2	Modèles mécaniques du muscle	15
1.2.4	Comportement des muscles <i>in vitro</i> et <i>in vivo</i>	15
1.2.5	Modes de contraction	17
1.2.5.1	Contraction concentrique, isométrique, ou excentrique	17
1.2.5.2	Contraction volontaire ou involontaire du muscle	18
1.2.6	Problèmes liés aux dispositifs de détection	20
1.2.7	Domaines d'application	21
1.3	Évaluation de la relaxation neuromusculaire en anesthésie	22
1.3.1	Principes de la transmission neuromusculaire	22
1.3.2	Principes du blocage neuromusculaire et types de myorelaxant	24
1.3.3	Modalités de la stimulation	25
1.3.4	Comparaison de la phonomyographie aux méthodes de monitoring existantes	28
1.3.4.1	Mécanomyographie	28
1.3.4.2	Électromyographie	29
1.3.4.3	Accéléromyographie	32
CHAPITRE 2	MÉTHODES ET INSTRUMENTATION	34
2.1	Introduction	34
2.2	Conception du système	35
2.2.1	Spécifications générales	35
2.2.2	Schéma bloc global	35
2.2.3	Contraintes spécifiques	37
2.2.4	Résumé	38
2.3	Programme d'utilisateur	40

2.3.1	Principaux objectifs	41
2.3.2	Choix du langage de programmation	46
2.3.3	Librairies du graphique et de la communication sériele . . .	47
2.3.4	Pseudo-code de l'interface graphique	48
2.3.5	Protocole de la communication sériele RS-232	50
2.3.6	Filtrage numérique en temps réel	54
2.3.7	Affichage en temps réel des mesures	56
2.3.8	Analyses préliminaires : calcul de l'amplitude maximale et du ratio TOF	58
2.4	Module de contrôle	61
2.4.1	Principaux objectifs	61
2.4.2	Microcontrôleur	63
2.4.2.1	Langage de programmation	63
2.4.2.2	Interruption automatique	64
2.4.2.3	Pseudo-code du logiciel embarqué	64
2.4.2.4	Protocole de la communication sériele RS-232 . . .	69
2.4.2.5	Protocole de l'interface sériele périphérique	72
2.4.3	Convertisseur analogique-numérique sériel	72
2.4.3.1	Protocole de la communication sériele	73
2.4.4	Générateur d'impulsions	74
2.4.5	Résumé	75
2.5	Module de stimulation	76
2.5.1	Principaux objectifs	77
2.5.2	Isolateur de signaux numériques	77
2.5.3	Source de courant	78
2.5.4	Alimentation DC haute tension	80
2.5.5	Relais	82
2.5.6	Électrodes	84

2.6	Module d'acquisition	85
2.6.1	Microphone	85
2.6.2	Amplificateurs à gain programmable	87
2.6.3	Filtre passe-bas	88
2.7	Considérations sur la conception du système	89
2.7.1	Protection et sécurité du patient	89
2.7.2	Modularité de l'architecture	92
2.8	Résumé	93
CHAPITRE 3 RÉSULTATS ET DISCUSSION		94
3.1	Méthodologie d'expérimentation	94
3.1.1	Fantôme simulant l'interface électrode/peau	94
3.1.2	Appareillage	97
3.1.3	Analyse numérique et tracé des graphiques	98
3.2	Système global	98
3.2.1	Caractéristiques physiques	98
3.2.2	Consommation électrique	101
3.2.3	Temps de recharge de la batterie	102
3.2.4	Durée opérationnelle	102
3.3	Interface graphique	103
3.3.1	Affichage en temps réel des signaux acoustiques	103
3.3.2	Tracé des courbes de tendance	104
3.3.3	Filtre numérique	105
3.4	Module de contrôle	107
3.4.1	Linéarité du convertisseur analogique-numérique	107
3.4.2	Résolution du CAN	109
3.4.3	Fréquence d'échantillonnage	110
3.5	Module de stimulation	112

3.5.1	Caractéristiques des stimuli	112
3.5.2	Modification des paramètres	113
3.5.3	Compliance des neurostimulateurs	115
3.5.4	Courants de fuite	118
3.6	Module d'acquisition	121
3.6.1	Gains analogiques réels	121
3.7	Résultats d'essais cliniques	122
3.8	Résumé	127
CONCLUSION		128
3.9	Travaux futurs en phonomyographie	129
ANNEXES		138

LISTE DES TABLEAUX

TAB. 2.1	Liste des instructions possibles envoyées au Phonomyographe	52
TAB. 2.2	Structure du tableau de paramètres de fonctionnement du Phonomyographe	53
TAB. 2.3	Format des instructions envoyées au PC	70

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I	CONCEPTION DU FILTRE NUMÉRIQUE À ÉLIMINA- TION DE BANDE	138
I.1	Conception d'un filtre à réponse impulsionnelle infinie	138
I.2	Conséquences du délai de groupe	142
I.3	Choix du filtre à coefficients optimisés	146
ANNEXE II	TERMINOLOGIE	148

LISTE DES FIGURES

FIG. 1.1	Structure anatomique d'un muscle	6
FIG. 1.2	Structure anatomique d'une cellule musculaire	6
FIG. 1.3	Coupe longitudinale montrant les filaments à l'intérieur d'une myofibrille	8
FIG. 1.4	Structure tridimensionnelle d'une tête bilobée de myosine .	9
FIG. 1.5	Structure tridimensionnelle d'une tête bilobée de myosine .	9
FIG. 1.6	Illustration schématique de deux unités motrices	10
FIG. 1.7	Montage typique de la phonomyographie utilisant un microphone piézoélectrique	12
FIG. 1.8	Schéma du montage utilisé par Frangioni et al. (1987) . . .	14
FIG. 1.9	Sommation temporelle des secousses musculaires	19
FIG. 1.10	Sommation temporelle des secousses musculaires	20
FIG. 1.11	Neurones moteurs et jonctions neuromusculaires	23
FIG. 1.12	Réponses aux salves de stimuli à différents moments d'une relaxation provoquée par un agent non dépolarisant	25
FIG. 1.13	Types de salve de stimuli	27
FIG. 1.14	Schéma d'un montage de mécanomyographie utilisant un dynamomètre à ressort pour le monitoring de l'adducteur du pouce	29
FIG. 1.15	Schéma de l'adducteur du pouce et du nerf ulnaire	30
FIG. 1.16	Schéma d'un montage d'électromyographie utilisant des électrodes de surface	31
FIG. 1.17	Schéma d'un montage d'accéléromyographie	32
FIG. 2.1	Schéma bloc du système de phonomyographie	36
FIG. 2.2	Schéma bloc détaillé du Phonomyographe	39
FIG. 2.3	Emplacement du programme d'utilisateur	40

FIG. 2.4	Premier onglet de l'interface usager	41
FIG. 2.5	Deuxième onglet de l'interface usager	42
FIG. 2.6	Exemple d'une réponse musculaire à un train-de-quatre contaminée par des interférences électromagnétiques	54
FIG. 2.7	Exemple de tracé en temps réel du signal du canal un . . .	57
FIG. 2.8	Courbe de tendance théorique de l'amplitude maximale des quatre contractions suite à un train-de-quatre	59
FIG. 2.9	Bruits cardiaques superposés aux signaux acoustiques . . .	60
FIG. 2.10	Schéma bloc du module de contrôle et sa position dans le Phonomyographe	62
FIG. 2.11	Entrées et sorties du CAN	73
FIG. 2.12	Diagramme temporel de la communication SPI entre le CAN et le μC	74
FIG. 2.13	Schéma bloc du module de stimulation	76
FIG. 2.14	Schéma bloc de la source de courant	78
FIG. 2.15	Diagramme temporel de la communication SPI entre le CNA et le μC	79
FIG. 2.16	Schéma du commutateur bipolaire simple course	82
FIG. 2.17	Synchronisation de l'activation du relais et de la source de haute tension	83
FIG. 2.18	Exemple de positionnement des électrodes de stimulation et du microphone pour la phonomyographie du muscle adducteur du pouce	84
FIG. 2.19	Schéma bloc du module d'acquisition	85
FIG. 2.20	Photographie du microphone utilisé	86
FIG. 2.21	Circuit du filtre passe-bas Sallen-Key	88
FIG. 2.22	Gain du filtre passe-bas d'ordre 2 en fonction de la fréquence	89
FIG. 3.1	Schéma électrique du fantôme d'impédance	95

FIG. 3.2	Comparaison de la réponse en fréquence de l'interface électrode/peau et celle du fantôme	96
FIG. 3.3	Vue d'ensemble du système de myographie acoustique . . .	99
FIG. 3.4	Vue de l'adaptateur AC/DC de grade médical pour la recharge de la batterie	100
FIG. 3.5	Vue intérieure des circuits du Phonomyographe	101
FIG. 3.6	Évolution de l'amplitude maximale des contractions (T_{max}) .	104
FIG. 3.7	Courbe expérimentale du ratio TOF	104
FIG. 3.8	Signal filtré d'une réponse à un train-de-quatre	105
FIG. 3.9	Effet du filtrage en temps réel des composantes spectrales autour de 60 Hz	106
FIG. 3.10	Exemple de bruits cardiaques non affectés par le filtre coupe-bande optimisé	107
FIG. 3.11	Comparaison entre la linéarité idéale et expérimentale du CAN108	
FIG. 3.12	Effet du changement de fréquence d'échantillonnage de 512 Hz à 51,2 Hz	110
FIG. 3.13	Correspondance temporelle entre les stimuli d'un train-de-quatre et les contractions musculaires provoquées	112
FIG. 3.14	Forme moyenne de 16 stimuli distincts dont les intensités varient de 5 à 80 mA par incréments de 5 mA	114
FIG. 3.15	Tension apparaissant aux bornes d'une résistance de 2000 ou de 4000 Ω pour un stimulus de 80 mA	116
FIG. 3.16	Comparaison de la compliance entre le module de stimulation du Phonomyographe et le neurostimulateur <i>Innervator</i> ® de Fisher & Paykel	117
FIG. 3.17	Montage pour la vérification du courant de fuite	119

FIG. 3.18	Tensions à chacune des bornes de la résistance reliant deux fantômes d'impédance, relativement à la masse, ainsi que la différence de ces tensions	120
FIG. 3.19	Quatre contractions consécutives du muscle adducteur du pouce et du muscle corrugateur du sourcil	122
FIG. 3.20	Courbes de tendance de l'amplitude (T_{max})	123
FIG. 3.21	Courbes de tendance du ratio TOF (T_4/T_1)	124
FIG. 3.22	Quatre contractions consécutives du muscle adducteur du pouce et du muscle corrugateur du sourcil	125
FIG. 3.23	Courbes de tendance de l'amplitude (T_{max})	126
FIG. 3.24	Courbes de tendance du ratio TOF (T_4/T_1)	126
FIG. I.1	Comparaison du module du gain pour un filtre optimisé et un filtre Chebychev II	140
FIG. I.2	Agrandissement des réponses des filtres de la figure I.1 autour de 60 Hz	141
FIG. I.3	Comparaison du délai de groupe des filtres optimisé et Chebychev II	143
FIG. I.4	Déformations d'un signal rectangulaire par un délai de groupe non uniforme	144
FIG. I.5	Comparaison de la déformation induite par 3 filtres	145

LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES

Abréviations

AMG	Accéléromyographie
EMG	Électromyographie
MMG	Mécanomyographie
PMG	Phonomyographie
CHUM	Centre Hospitalier de l'Université de Montréal
CSA	<i>Canadian Standards Association</i> ou Association canadienne de normalisation
IGB	Institut de génie biomédical
AC	<i>Alternating Current</i> ou courant alternatif
CAN	Convertisseur analogique-numérique
CNA	Convertisseur numérique-analogique
DC	<i>Direct Current</i> ou courant continu
DPST	<i>Double-pole, single-throw switch</i> ou commutateur bipolaire simple course
NMBA	<i>Neuromuscular blocking agents</i> ou agent de blocage neuromusculaire
NPN	Transistor dont le collecteur, la base et l'émetteur sont respectivement de type N, P et N
PC	<i>Personal Computer</i> ou micro-ordinateur d'usage individuel (ordinateur personnel)
RII	Filtre à réponse impulsionnelle infinie
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i> ou interface sérielle périphérique
TOF	<i>Train-of-Four</i> ou train-de-quatre

T1	Amplitude de la première contraction dans un train-de-quatre
T2	Amplitude de la deuxième contraction dans un train-de-quatre
T3	Amplitude de la troisième contraction dans un train-de-quatre
T4	Amplitude de la quatrième contraction dans un train-de-quatre
$T4/T1$	Ratio de l'amplitude de la quatrième contraction musculaire sur celle de la première dans un TOF ; aussi appelé le ratio TOF
T_{max}	<i>Maximum Twitch</i> ou amplitude maximale d'une série de contractions
T_{ref}	Amplitude de la contraction de référence
USB	<i>Universal Serial Bus</i> ou bus série universel
μC	Microcontrôleur

Unités de mesure

Hz	Hertz
kg	Kilogramme
mA	Milliampère
ms	Milliseconde
mV	Millivolt
s	Seconde
V	Volt
Ω	Ohms

LISTE DES ALGORITHMES

ALGO. 2.1	Pseudo-code du programme principal de l'interface graphique	48
ALGO. 2.2	Procédure pour démarrer la séance de monitoring	49
ALGO. 2.3	Procédure pour arrêter la séance de monitoring	50
ALGO. 2.4	Lecture des octets reçus par le port RS-232	51
ALGO. 2.5	Pseudo-code du programme exécuté par le microprocesseur (μC)	65
ALGO. 2.6	Cédule de réception de nouvelles instructions du PC	67
ALGO. 2.7	Interrompre la séance	67
ALGO. 2.8	Cédule de stimulation	68
ALGO. 2.9	Envoyer un stimulus en suivant la séquence prévue	69

INTRODUCTION

Myographie acoustique (Phonomyographie)

La phonomyographie est une technique médicale non effractive qui permet de mesurer les ondes acoustiques produites par un muscle en contraction. Cette méthode repose sur le fait que les fibres des muscles squelettiques vibrent lorsqu'elles se contractent, générant ainsi des sons que l'on peut capter à l'aide de microphones spécialisés placés sur la peau. Des études ont démontré que les caractéristiques du signal mesuré sont liées à la force produite et aux changements morphologiques du muscle. La phonomyographie permet donc une évaluation quantitative de l'activité musculaire.

Problématique

Dans le domaine de l'anesthésie, le monitoring de la contraction par une technique objective facilite grandement l'estimation de la relaxation musculaire. L'anesthésiste peut alors évaluer plus précisément la dose requise et anticiper le moment de la récupération des fonctions respiratoires du patient. Ces avantages réduisent les risques de traumatisme et de complication suite à une intervention chirurgicale.

La mécanomyographie, qui s'intéresse à la mesure de la force de contraction, a longtemps été considérée comme le standard auquel les autres techniques sont comparées. Cependant, son application est limitée aux muscles facilement accessibles, tel que l'adducteur du pouce.

La phonomyographie étant une méthode émergente, son utilité n'est pas très connue.

Du point de vue des appareils de monitoring, il n'existe présentement que des prototypes composés d'assemblages disparates d'instruments électroniques. Bien que ces montages aient permis le développement initial de la technique, leur complexité et leur encombrement ne convient pas à une utilisation courante en salle d'opération. Ainsi, le manque d'appareils spécifiquement conçus pour la phonomyographie constitue un obstacle important à sa diffusion.

Objectifs spécifiques du projet de maîtrise

Le but général de ce projet est de contribuer à l'introduction de la phonomyographie comme technique de monitoring de la relaxation musculaire en salle d'opération. Cette contribution se fera par la conception, la réalisation et la vérification expérimentale d'un système dédié comportant deux canaux de stimulation et de mesure.

Plus précisément, notre objectif dans ce projet de maîtrise était de réaliser un système ayant les caractéristiques suivantes :

1. Stimulation de deux muscles.
2. Monitoring de la contraction musculaire par deux canaux synchronisés.
3. Contrôle du système et ajustement des paramètres de stimulation par une interface graphique.
4. Affichage et enregistrement des signaux captés par les microphones.
5. Analyse en temps réel des signaux captés pour en extraire des informations utiles pour l'anesthésiste.
6. Autonomie de fonctionnement suffisante pour une intervention chirurgicale de durée moyenne.

Approche envisagée

Pour réaliser ces fonctions, il faut un logiciel d'exploitation centré sur une interface graphique et des circuits électroniques relativement complexes. Ces deux aspects ont été traités séparément pour simplifier le design du système : un ordinateur portable a été choisi pour l'interface graphique, tandis que toutes les composants électroniques ont été regroupées dans un appareil à peine plus grand que le PC portable. Une connexion série relie le PC à cet appareil et assure la communication bidirectionnelle des données.

L'appareil que nous avons développé comporte essentiellement trois modules : 1) un module de stimulation, 2) un module d'acquisition et 3) une unité de contrôle qui gère les opérations de l'ensemble du circuit. Les modules de stimulation et d'acquisition sont composés de deux canaux identiques du point de vue électronique.

L'interface usager présente les paramètres sous forme d'éléments graphiques afin de rendre le système facilement utilisable par des personnes non versés en programmation. Les signaux provenant des mesures sont affichés en temps réel et enregistrés sur disque.

Contenu du mémoire

La revue de la littérature porte d'abord sur la phonomyographie. Elle fait l'historique des études effectuées, décrit les mécanismes de production des sons, souligne quelques applications potentielles de cette technique. Ensuite, des généralités sur l'anesthésie et la neurostimulation sont présentées.

Le deuxième chapitre est le corps principal du mémoire. Nous y décrivons la concep-

tion des quatre modules du système et les fonctions accomplies par leurs composantes principales.

Le troisième chapitre présente les résultats d'essais effectués avec le système. La performance réelle et des possibilités d'amélioration du système y sont exposées.

Enfin, le dernier chapitre présente une discussion sur l'atteinte des objectifs et propose des voies de recherche futures.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce projet vise à développer un système qui facilitera l'étude de la contraction musculaire. Avant d'aborder la description matérielle du système, nous présentons ici les concepts physiologiques et techniques entourant la phonomyographie. Ce chapitre explique la structure anatomique des muscles striés et le mécanisme de la contraction musculaire. Ensuite, nous abordons la phonomyographie en exposant les théories sur l'origine des ondes sonores produites par les muscles, le champ d'intérêt des études effectuées dans ce domaine et les applications envisagées. Étant donné que nous nous intéressons en particulier au monitoring neuromusculaire en anesthésie, une section porte spécifiquement sur la transmission et le blocage des potentiels d'action et la stimulation musculaire. Nous faisons aussi un survol de l'application de la mécanomyographie, de l'électromyographie et de l'accéléromyographie à l'anesthésie.

1.1 Principes physiologiques de la contraction musculaire

1.1.1 Structure anatomique des muscles squelettiques

Les muscles squelettiques, aussi appelés muscles striés, sont responsables des mouvements volontaires du corps ; ils dégagent aussi une bonne part de la chaleur nécessaire au maintien de la température corporelle.

Les cellules qui composent le muscle strié sont nommés les *fibres musculaires*, celles-

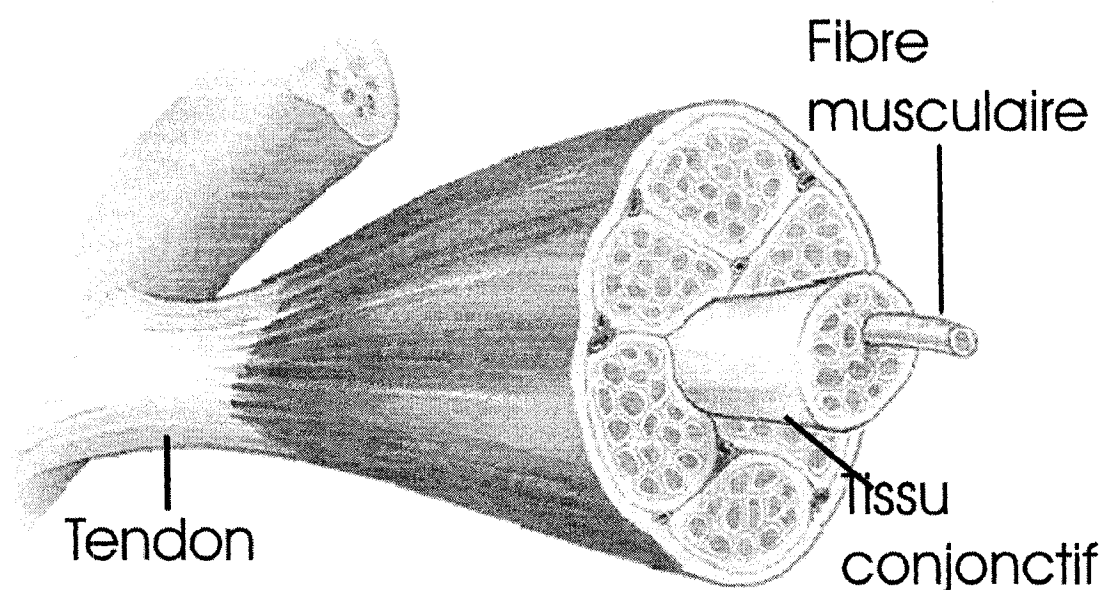


FIG. 1.1 Structure anatomique d'un muscle. Source : Elaine N. Marieb, «Anatomie et physiologie humaine».

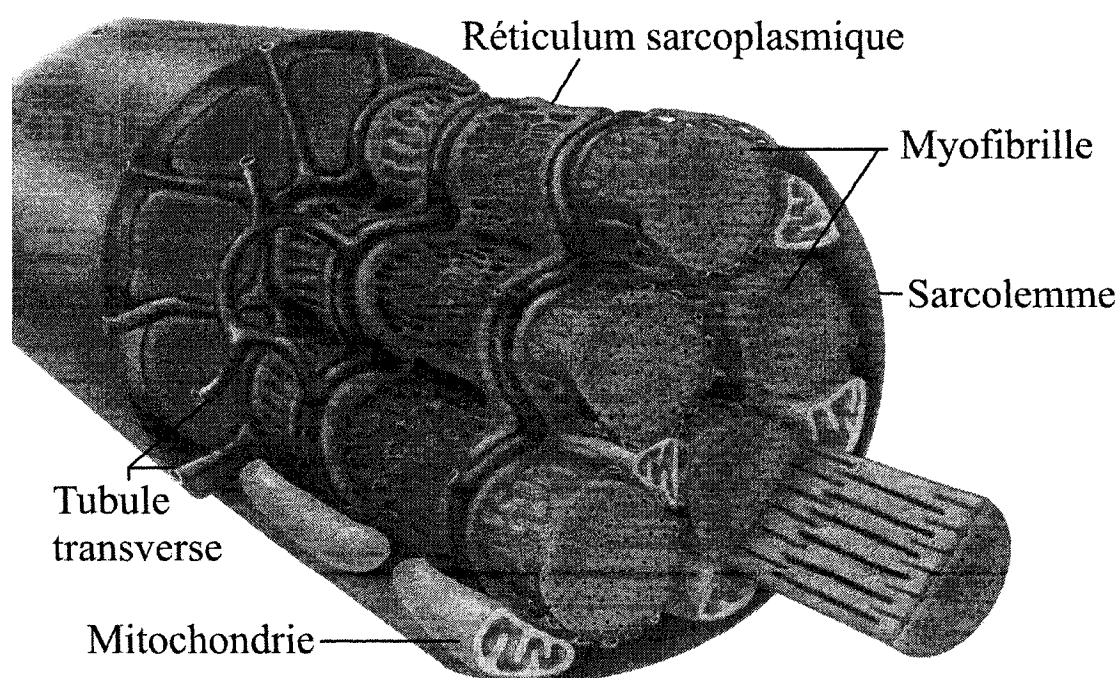


FIG. 1.2 Structure anatomique d'une cellule musculaire. Source : A. Vander, J. Sherman, et D. Luciano, «Human Physiology : The Mechanisms of Body Function».

ci se contractent lorsqu'elles sont stimulées chimiquement par des neurotransmetteurs. La force générée par les fibres est transmise aux os par l'intermédiaire des tissus conjonctifs et des tendons ; à cause de leur élasticité, ces structures contribuent au délai entre l'activation des fibres et l'apparition du mouvement. Dans le muscle strié, on trouve aussi des vaisseaux sanguins et des nerfs.

Une fibre musculaire est une cellule multinucléaire constituée d'un agencement complexe de tubules transverses, de réticulums sarcoplasmiques, de mitochondries et de myofibrilles, ces tissus jouent un rôle important dans la *contraction musculaire*. Ici, le terme contraction musculaire ne signifie pas nécessairement un raccourcissement des myofibrilles, il désigne plutôt la génération de la tension par les myofibrilles ; par conséquent, le muscle peut aussi bien se raccourcir ou s'allonger durant une contraction. Nous utilisons cette définition de la contraction pour le reste du présent ouvrage.

1.1.2 Mécanisme de la contraction musculaire

Les myofibrilles (de 1 à 2 μm de diamètre) renferment des filaments minces et des filaments épais. Selon la *théorie de la contraction par glissement des filaments* des professeurs Jean Hanson et Hugh Huxley (1954), les filaments s'agrippent et glissent les uns sur les autres pour créer la force musculaire. Le mécanisme suggéré par cette théorie implique aussi la participation des molécules d'ATP¹ et des ions calcium, ceux-ci modulant l'attachement et le détachement des filaments.

La figure 1.3 illustre la coupe partielle d'une myofibrille ; un filament mince contient principalement des molécules d'actine, tandis qu'un filament épais est formé d'un

¹Pour le reste du document, une définition de tous les termes soulignés est donnée à la section Terminologie (p. 148) des annexes.

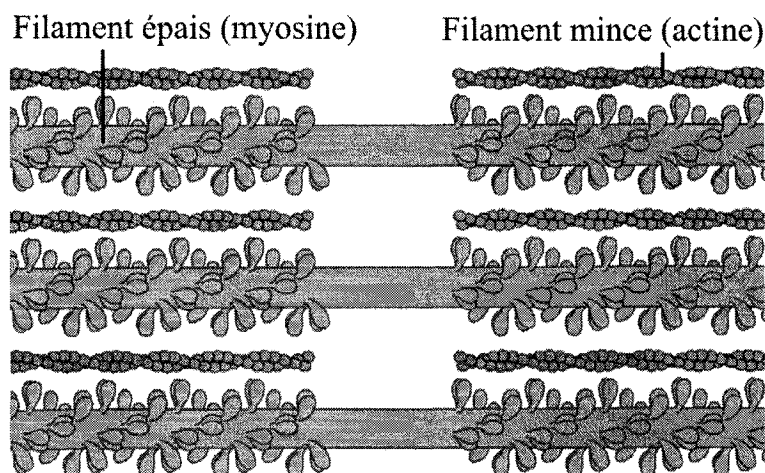


FIG. 1.3 Coupe longitudinale montrant les filaments à l'intérieur d'une myofibrille.
Source : Elaine N. Marieb, «Anatomie et physiologie humaine».

ensemble de protéines filiformes de molécules de *myosine*. Ces dernières ont à chacune de leurs extrémités une tête bilobée, celle-ci contient des sites actifs pouvant se lier aux molécules d'ATP ou d'actine (voir 1.4) ; l'attachement à l'une de ces molécules provoque un changement de conformation de la myosine.

Dans la littérature, l'action d'une tête bilobée est parfois comparée à celle d'un ressort. Les têtes bilobées sont initialement liées aux molécules d'ADP et les filaments de myosine sont semblables à cette étape à des ressorts tendus. Lorsque les sites actifs des filaments d'actine deviennent disponibles suite à une augmentation de la concentration en ions calcium, les têtes bilobées s'attachent à l'actine et libèrent de l'ADP. Ce nouveau type de liaison change la conformation des protéines de myosine : elles se plient et tirent les filaments minces vers le centre des filaments épais, produisant ainsi la force musculaire.

Ensuite, lorsque les têtes bilobées se combinent aux molécules d'ATP, qui sont toujours présentes dans la fibre musculaire, leur liaison avec l'actine s'affaiblit et se

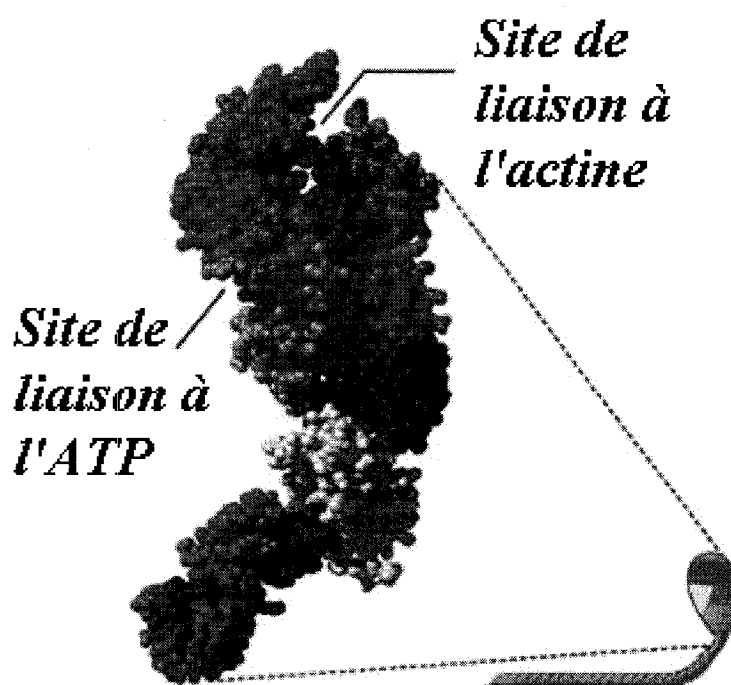


FIG. 1.4 Structure tridimensionnelle d'une tête bilobée de myosine. Source : <http://fig.cox.miami.edu/cmallery/150/neuro/muscle.htm>

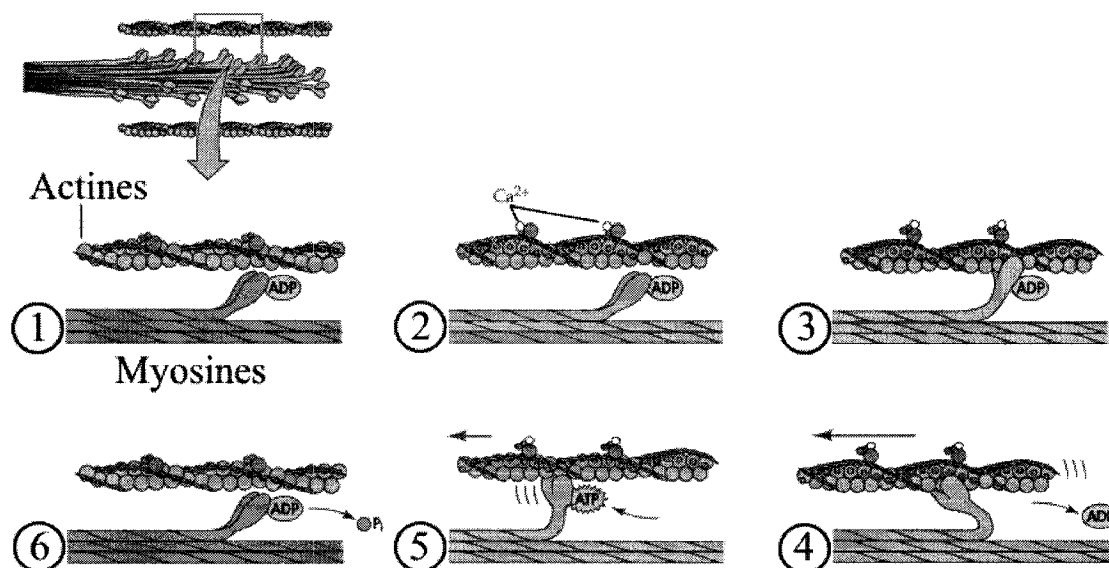


FIG. 1.5 Structure tridimensionnelle d'une tête bilobée de myosine. Source : <http://bcs.whfreeman.com/thelifewire/>

brise. Le site actif de la myosine agit maintenant comme une enzyme, il hydrolyse l'ATP afin d'utiliser l'apport d'énergie pour reprendre sa configuration initiale : le ressort est alors retendu. Les myofibrilles s'activent lorsque la concentration en ions calcium augmente, elles s'arrêtent quand ces ions sont retirés du sarcoplasme (c.-à-d. le cytoplasme). Pour compléter une contraction, les myofibrilles doivent exécuter plusieurs fois le cycle d'attachement/détachement entre la myosine et l'actine. Présentement, la théorie de la contraction musculaire par glissement des filaments a encore quelques lacunes : les filaments d'actine semblent contribuer davantage à la contraction que ce que le modèle prédit ; certaines recherches suggèrent aussi que l'hydrolyse d'un ATP ne contribue pas à un seul cycle d'attachement/détachement des filaments.

1.1.3 Recrutement des unités motrices

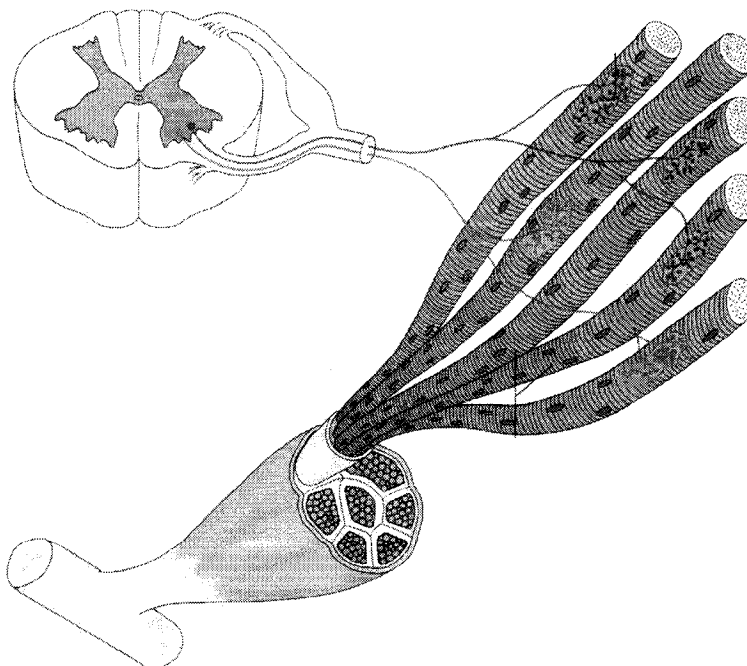


FIG. 1.6 Illustration schématique de deux unités motrices. Source : Elaine N. Marieb, «Anatomie et physiologie humaine».

Une unité motrice désigne l'ensemble des fibres musculaires qui sont desservies par un neurone moteur. Le nombre de fibres musculaires rejointes par un neurone moteur varie selon la fonction du muscle. Dans les muscles de la jambe, environ une centaine de fibres sont stimulées par un seul neurone. Ce nombre diminue à une dizaine de fibres pour les muscles de la main, car cette dernière doit effectuer des mouvements beaucoup plus fins nécessitant une sélection précise du nombre de fibres musculaires recrutées; il arrive donc fréquemment que seule une partie de toutes les fibres d'un muscle soit activée par les neurotransmetteurs durant une contraction volontaire à faible force.

1.2 Phonomyographie

1.2.1 Méthodologie

La myographie désigne une technique d'enregistrement de l'activité d'un muscle. Les changements dans l'activité peuvent être estimés indirectement par la mesure des variations de certaines propriétés musculaires ou bien par un phénomène secondaire corrélé au niveau d'activité. Par exemple, en électromyographie (EMG) on enregistre les variations de potentiel électrique générées par l'activité des muscles; en accéléromyographie, on mesure l'accélération des déplacements verticaux ou horizontaux.

La phonomyographie (PMG) s'intéresse aux ondes² de pression produites à l'occasion d'une contraction. Pour les muscles situés près de la surface du corps, il est possible de détecter ces vibrations à l'aide d'un microphone placé contre la peau.

²Afin d'avoir une écriture plus variée, nous désignons aussi ces ondes de pression par «vibrations» et «sons». Cette dernière appellation n'est pas rigoureusement exacte, puisqu'une partie importante du spectre de ces sons se situe sous la fréquence limite de l'oreille humaine.

Un exemple de montage est illustré à la figure 1.7 où le microphone illustré est de type piézoélectrique. Il est possible de se servir d'autres types de microphones,

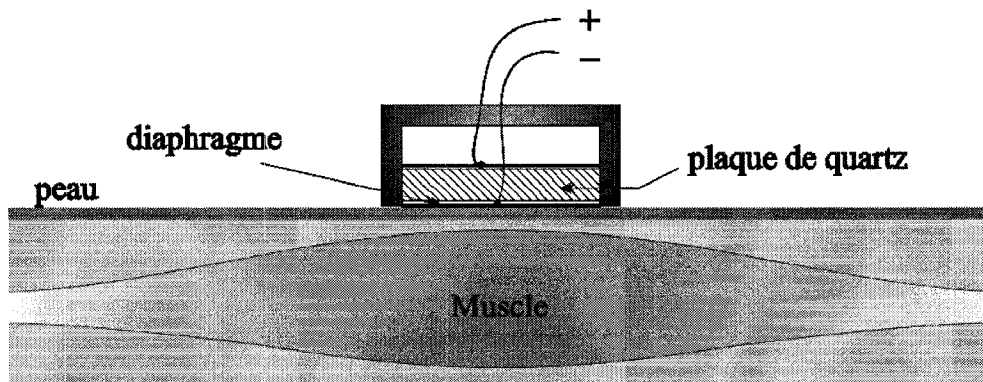


FIG. 1.7 Montage typique de la phonomyographie utilisant un microphone piézo-électrique

tel un microphone à condensateur, pourvu qu'ils soient sensibles aux vibrations de basse fréquence. Les ondes sonores originant du muscle compressent un diaphragme qui déforment l'élément piézoélectrique, produisant un signal électrique que l'on peut amplifier et numériser. Par cette figure on peut constater que la mise en oeuvre de la PMG ne requiert que des équipements simples et peu coûteux. La phonomyographie a aussi l'avantage d'être non effractive car les électrodes sont placées en surface.

1.2.2 Problèmes terminologiques

Depuis le début des activités de recherche au 19^e siècle, la technique médicale qui mesure les sons musculaires a porté plusieurs noms. Les termes utilisés dans la littérature sont myographie acoustique (*acoustic myography*), phonomyographie (*phonomyography*), sonomyographie (*sound myography*), mécanomyographie (*mechanomyography*) et vibromyographie (*vibromyography*). La diversité de sa terminologie complique la recherche des publications dans ce domaine et entre en conflit

avec les noms des techniques existantes. Un vibromyogramme sert à mesurer l'activité découlant des fuseaux neuromusculaires suite à des vibrations transmises au muscle cible, tandis que le terme *mécanomyographie* signifie en anesthésie une technique qui mesure la force longitudinale développée par le muscle. Nous utilisons les termes *myographie acoustique* et *phonomyographie* pour souligner l'aspect de la production de sons par les muscles.

1.2.3 Origine des ondes de pression

1.2.3.1 Théories sur les mécanismes de production de sons

Lorsque la tension produite par un muscle strié augmente, celui-ci produit des vibrations qui sont à l'origine des ondes de pression observées par phonomyographie. Le mécanisme exact de la production de ces vibrations reste inconnu, mais quelques théories ont été formulées.

Initialement, il n'était pas clair que ces sons venaient effectivement des muscles. Le célèbre mathématicien et physicien Francesco Maria Grimaldi (1613 - 1663), à qui l'on attribue la découverte de la diffraction optique, est peut-être le premier à avoir décrit ces ondes acoustiques. Dans son ouvrage «Physico-Mathesis de Lumine, Coloribus, et Iride» (1665), il a noté qu'il pouvait entendre des grondements lorsqu'il fléchissait son bras et plaçait son pouce sur l'oreille. Conformément aux croyances de son époque, il a suggéré que ces bruits provenaient des «mouvements d'esprits animaux dans sa tête»³.

En 1810, Wollaston⁴ proposa l'hypothèse que les sons décrits par Grimaldi étaient

³Ce résumé a été rapporté par Ebersole (2002)

⁴Rapporté par Ebersole (2002)

dûs aux contractions musculaires. En 1949, Gordon et al.⁵ proposèrent que l'épaississement du muscle était le mécanisme par lequel ces ondes de pression étaient générées. Grâce à l'avancement des techniques d'enregistrement, des études plus approfondies (Oster and Jaffe, 1980; McKay et al., 1998) vérifièrent que ces sons n'étaient pas causés par le flux sanguin, les tremblements, la respiration ou le frottement du microphone contre la peau.

D'un autre côté, des études *in vitro* portant sur les muscles jumeaux de la patte de grenouille ont démontré que ces ondes provenaient des oscillations latérales (Barry, 1987; Frangioni et al., 1987) et non de l'épaississement du muscle. Dans le montage expérimental de Frangioni et al. (fig. 1.8), le muscle est suspendu dans une solution de Ringer et les ondes mesurées à l'aide d'un hydrophone. Les contractions du muscle étaient initiées par stimulation du nerf sciatique.

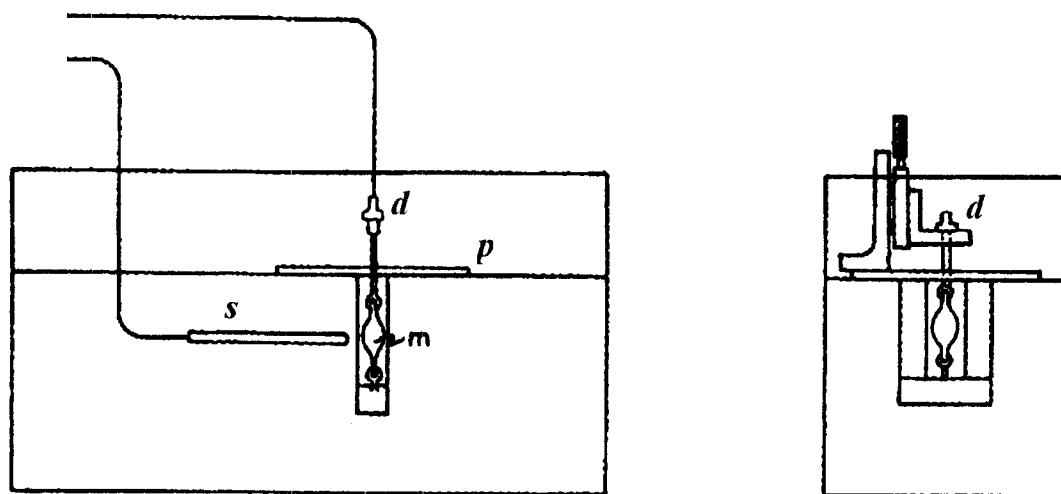


FIG. 1.8 Schéma du montage utilisé par Frangioni et al. (1987). m) muscle jumeau de la patte de grenouille; s) hydrophone; d) dynamomètre; p) plateau;.

⁵Rapporté par Ebersole (2002)

Frangioni et al. (1987) ont observé que la première oscillation changeait de direction lorsque l'hydrophone passait de l'avant à l'arrière du muscle, ce qui supporte l'hypothèse du mouvement latéral. Par contre, ils ont suggéré que l'épaississement du muscle puisse aussi contribuer à la production des sons. De plus, ils ont remarqué que l'amplitude des sons dépendait de l'intensité des fluctuations de tension. Pour représenter le comportement résonant du muscle, ils ont proposé le modèle d'une poutre vibrante, dont l'oscillation dépend de l'inertie, de la rigidité et de la tension du muscle. Finalement, ils concluaient que le manque de symétrie cylindrique durant la contraction donnait lieu à ces déplacements latéraux.

Des expériences *in vivo* sur des muscles squelettiques ont permis la formulation de mécanismes plus complexes. Orizio (1993) a suggéré que les sons proviennent de trois sources : 1) le mouvement latéral du muscle, au début du resserrement, dû à la distribution non uniforme de la tension, 2) les oscillations subséquentes générées à la fréquence de résonance du muscle, et 3) les ondes de pression causées par les changements de dimension des fibres sous tension. La contribution de chacune de ces sources n'a pas été quantifiée ; cependant, ces mécanismes semblent être les hypothèses ralliant le plus de chercheurs actuellement.

1.2.3.2 Modèles mécaniques du muscle

1.2.4 Comportement des muscles *in vitro* et *in vivo*

Dans le cadre de la myographie acoustique, les muscles étudiés *in vitro* sont généralement les muscles jumeaux du triceps et les semi-tendineux de grenouilles⁶. Leur utilisation a permis l'utilisation de montages bien contrôlés permettant des essais précis sur les mécanismes de production de sons. Des préparations isolées

⁶(Barry, 1987; Frangioni et al., 1987; Barry and Cole, 1990; Cole and Barry, 1991)

comme celle de la figure 1.8 réduisent les facteurs externes à considérer lors de l'interprétation des résultats.

Les études *in vivo* concernent principalement les muscles humains. Parmi les muscles étudiés, on compte l'adducteur du pouce⁷, le biceps brachial⁸, le muscle soléaire⁹, le muscle vaste externe¹⁰, l'extenseur commun des doigts (Orizio et al., 1996) et le corrugateur du sourcil¹¹. Les réponses de ces muscles à des stimuli sont différentes puisque leurs propriétés mécaniques le sont aussi (Marchetti et al., 1992). Orizio et al. ont observé que la valeur efficace (rms) du signal enregistré et son spectre fréquentiel varient selon la proportion de fibres à contraction rapide ou lente. Ils ont conclu que la phonomyographie permettrait de différencier les types de fibres.

La comparaison entre les signaux obtenus chez la grenouille et l'humain montre que les sons de très basses fréquences (3 à 5 Hz) sont générés seulement par les muscles humains *in vivo* (Barry, 1989; Barry, 1991). Cette différence pourrait provenir de la différence du montage : les sons de basses fréquences peuvent être enregistrés seulement quand le microphone bouge avec la surface du muscle en contraction, mais non par un capteur placé à distance (comme à la figure 1.8).

⁷(Barry and Cole, 1991; Stokes and Cooper, 1992; Chen et al., 1997; Dascalu et al., 1999; Bellemare et al., 2000; Hemmerling et al., 2004b)

⁸(Wee and Ashley, 1989; Zwarts and Keidel, 1991; Esposito et al., 1996; McKay et al., 1998)

⁹(Marchetti et al., 1992; Yoshitake and Moritani, 1999)

¹⁰(Orizio and Veicsteinas, 1992; Smith et al., 1997; Michaud et al., 2005)

¹¹(Hemmerling et al., 2002; Hemmerling et al., 2004a)

1.2.5 Modes de contraction

1.2.5.1 Contraction concentrique, isométrique, ou excentrique

Lors de la contraction, la longueur du muscle peut varier selon l'intensité de la force allant contre le sens du glissement des myofibrilles. Si la contre-force est plus faible, égale ou plus grande que la tension développée par l'ensemble des fibres musculaires, la contraction sera respectivement concentrique, isométrique ou excentrique. Le mouvement longitudinal du muscle peut aussi être isotonique (à force constante) ou isocinétique (à vitesse constante), ces mouvements peuvent survenir durant une contraction concentrique ou excentrique.

La majorité des études effectuées sur la phonomyographie concernent la contraction isométrique¹². Ce mode de contraction élimine la longueur du muscle parmi les facteurs influençant le PMG ; il améliore aussi la répétabilité de l'expérience, car il est plus facile de garder la posture du sujet constante que de lui demander d'allonger ou raccourcir le muscle de la même manière (vitesse constante ou force constante) d'un essai à l'autre. Les publications de Dalton et Stokes (1991), Petitjean et al. (1992), et Smitch et al. (1997) sont peut-être les seules à étudier la contraction concentrique ou excentrique. Smitch et al. ont comparé l'amplitude des sons (PMG) au couple (MMG) durant la contraction excentrique du muscle vaste externe en fonction de la vitesse angulaire du genou. Leurs résultats indiquent que la force varie durant une contraction excentrique, mais sa valeur maximale reste constante entre les contractions à des vitesses angulaires différentes ; contrairement au couple, l'amplitude maximale des sons augmente avec la vitesse. Ceci peut être dû au recrutement de fibres de plus en plus rapides (donc de diamètre plus grand) et du mouvement de plus en plus intense de la jambe.

¹²(Petitjean et al., 1992; Stokes and Cooper, 1992; Smith and Stokes, 1993; Ouamer et al., 1999)

1.2.5.2 Contraction volontaire ou involontaire du muscle

Lors d'une stimulation électrique (contraction involontaire), le stimulus a une durée de $200 \mu s$ et il engendre un seul potentiel d'action chez les neurones moteurs excités. La contraction résultant d'un seul stimulus est appelée une *secousse*. Le contrôle précis du nombre de neurones moteurs stimulés par un neurostimulateur est difficile à réaliser, car on utilise généralement des électrodes de surface placées à proximité du nerf. Pour avoir le même recrutement à chaque stimulation, on vise souvent un niveau d'intensité pouvant produire la stimulation supramaximale, c'est-à-dire provoquer un potentiel d'action dans tous les neurones moteurs du nerf.

Les contractions volontaires sont plus complexes : durant chaque contraction les unités motrices reçoivent une salve de potentiels d'action au lieu d'un seul. Lorsqu'on doit générer une force de faible amplitude, le nombre d'unités motrices recrutées est limité. Pour augmenter la tension du muscle, la fréquence sonore des potentiels d'action de la salve est augmentée, ce qui produit la sommation temporelle des secousses de la figure 1.9.

Les caractéristiques des sons provenant d'une secousse involontaire peuvent dépendre de la longueur, de la rigidité et de la force longitudinale du muscle stimulé. Le spectre de ces ondes acoustiques semble dépendre de la proportion des types de fibres musculaires (rapides ou lentes) contenues dans le muscle. La fréquence moyenne du muscle vaste externe et du muscle soléaire de la jambe varie entre 5,34 à 6,26 Hz et 3,74 à 4,70 Hz, respectivement (Marchetti et al., 1992). Il est suggéré que la PMG peut servir à différencier les muscles par les propriétés mécaniques des fibres qui les composent.

Lorsque l'on compare les signaux produits par stimulation électrique à plusieurs

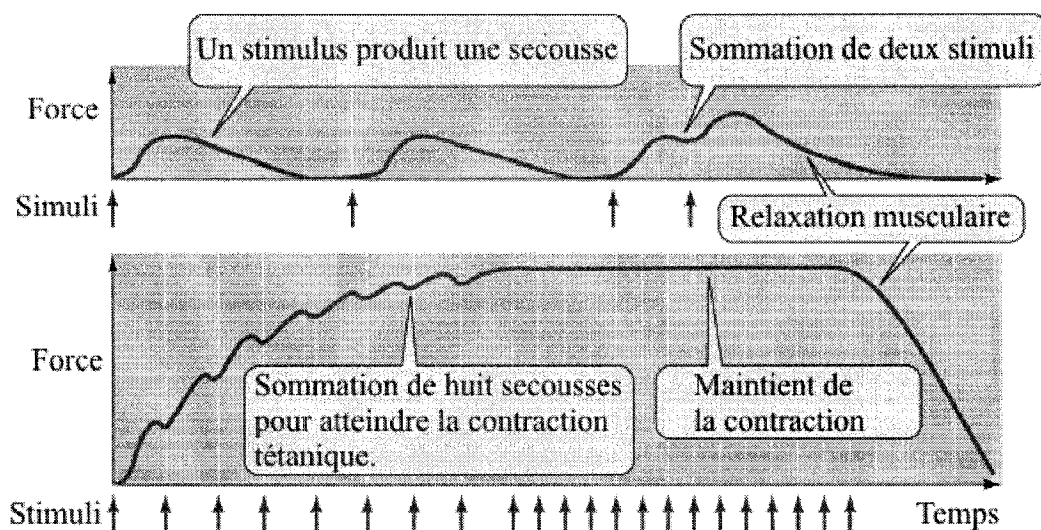


FIG. 1.9 Sommeation temporelle des secousses musculaires. Source : <http://bcs.whfreeman.com/thelifewire/>

dizaines de hertz, aux ondes provenant de la contraction volontaire, on constate que leur contenu fréquentiel dépend de la fréquence de recrutement des unités motrices. Pour les muscles activés par un stimulateur, le spectre des ondes acoustiques varie selon la fréquence de la stimulation ; pour les muscles contrôlés volontairement, le spectre est influencé par la fréquence dominante à laquelle les unités motrices sont sollicitées. Le groupe de Stokes et Cooper (1992) ont comparé la contraction volontaire à différents niveaux de force et la contraction provoquée électriquement à des fréquences allant de 10 à 100 Hz, les mesures de la force et des ondes acoustiques ont été prises sur le muscle adducteur du pouce. Leurs résultats suggèrent que les caractéristiques des sons sont déterminées par le mécanisme du contrôle moteur plutôt que par celui des éléments contractiles, c'est-à-dire que les ondes acoustiques sont influencées par le nombre d'unités motrices activées et la fréquence d'activation. Cependant, les résultats de Stokes et Cooper sont en conflit avec l'étude de Oster et Jaffe (1980) qui ont trouvé que les sons détectés à l'aide d'un stéthoscope électronique sur des muscles humains ne sont pas corrélés en phase et en

fréquence avec les potentiels électriques mesurés sur ces muscles. Ils proposent que les sons sont peut-être générés par l'attachement et le détachement des filaments d'actine et de myosine. Certaines recherches récentes (Chen et al., 1997; Tarata, 2003) supportent plutôt les conclusions de Stockes et Cooper (1992), mais d'autres études seront nécessaires pour examiner la contribution des éléments contractiles aux signaux de PMG.

1.2.6 Problèmes liés aux dispositifs de détection

La technique d'enregistrement de signaux acoustiques est souvent différente d'un groupe de recherche à l'autre, car il n'existe présentement pas de standard pour le type de capteur préféré. Les instruments de détection de sons qui ont été utilisés dans la littérature sont l'oreille humaine, le microphone à air, l'hydrophone, le capteur piézoélectrique, le microphone électret et l'accéléromètre. Ces dispositifs peuvent générer des signaux de forme différente. La figure 1.10 illustre les signaux typiques de trois types de transducteur.

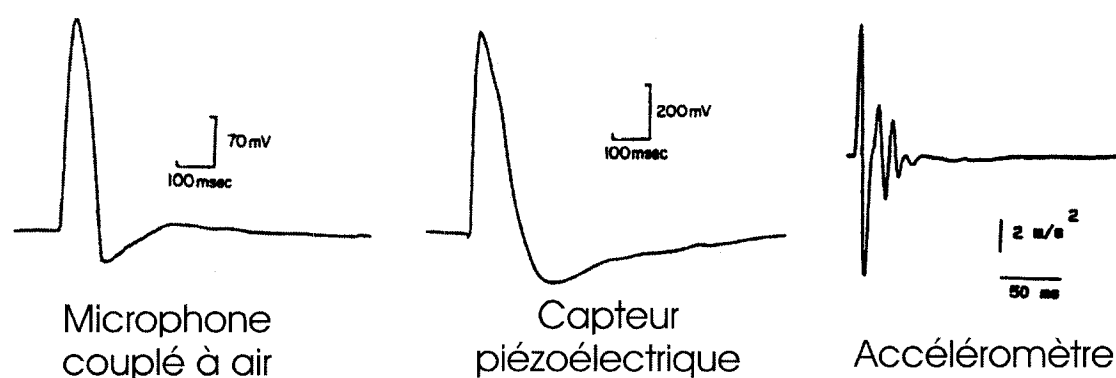


FIG. 1.10 Somme temporelle des secousses musculaires. Source : Orizio, C., Critical Reviews in Biomedical Engineering, 21, 201-243, 1993.

1.2.7 Domaines d'application

Les études publiées depuis 1980 décrivent plusieurs caractéristiques de la PMG. Certains chercheurs affirment qu'elle apporte des informations complémentaires à l'EMG, puisque cette dernière ne tient pas compte des propriétés mécaniques du muscle. D'autres soutiennent que la PMG permet le monitoring non effractif de la force (Cole and Barry, 1991) et que son spectre fréquentiel reflète la composition des fibres musculaires.

Plusieurs applications cliniques ont été suggérées et explorées dans l'étude de ces signaux. Barry et al. (avril 1990) ont combiné les données de PMG et d'EMG dans le but de diagnostiquer des maladies musculaires en pédiatrie. Ils ont obtenu une sensibilité de 82% et une spécificité de 91%. Stokes et al. (1992) ont proposé d'utiliser la PMG pour le monitoring de la fatigue musculaire. La possibilité de contrôler des prothèses a aussi été suggérée.

Présentement, la PMG est plus connue pour ses applications en anesthésie, c.-à-d. pour la surveillance de la relaxation musculaire. Puisque l'amplitude du signal de PMG est fonction de la tension mécanique développée, une diminution de l'activité musculaire par l'administration de myorelaxants pourrait permettre d'évaluer la progression du blocage neuromusculaire. Les applications cliniques de la PMG souffrent généralement de deux limites : 1) les contractions volontaires diffèrent d'un patient à l'autre et des artéfacts de mouvement sont fréquents, 2) il n'existe pas de standards pour les microphones, ni de consensus sur la bande passante requise pour l'enregistrement et l'analyse des signaux (Barry and Cole, 1991). Toutefois, la première limite ne s'applique pas en anesthésie, car les contractions sont provoquées par une stimulation standardisée. Tel qu'indiqué dans l'introduction, ce projet de maîtrise se concentre sur l'application de la phonomyographie au monitoring de la relaxation musculaire.

1.3 Évaluation de la relaxation neuromusculaire en anesthésie

La relaxation musculaire est utilisée en anesthésie pour faciliter l'opération chirurgicale et réduire les mouvements involontaires du patient. Elle est accomplie par l'injection d'un agent de blocage qui agit sur les jonctions musculaires pour diminuer l'efficacité de la transmission nerveuse. L'utilisation de ces agents était incontournable, surtout lorsque les tubes trachéaux sont utilisés. Des développements récents (p. ex. les masques laryngés) ont permis aux anesthésistes de réduire, parfois éliminer, la dose de myorelaxant ; ceci a pour avantage de diminuer les coûts et les risques de réactions adverses. Néanmoins, ils sont souvent indispensables lorsque l'immobilité du corps du patient est critique au succès de l'opération.

1.3.1 Principes de la transmission neuromusculaire

Afin de provoquer une contraction, un potentiel d'action est propagé le long d'une fibre motrice vers le muscle cible. En s'approchant de sa destination, la fibre se ramifie en plusieurs arborisations qui innervent les fibres musculaires reliées (fig. 1.11).

L'intervalle entre chaque fibre et la terminaison nerveuse associée est appelé la fente synaptique ; celle-ci mesure de 50 à 100 nm. Cette fente interrompt la propagation électrique de l'impulsion nerveuse ; sa transmission est reprise de façon chimique par un neurotransmetteur appelé acétylcholine, qui sera détruit plus tard par l'enzyme acétylcholinestérase.

À l'arrivée du signal électrique, la terminaison nerveuse sécrète rapidement dans la fente synaptique une partie des molécules d'acétylcholine emmagasinées. Le délai associé à ce mécanisme est d'environ 0,5 à 0,6 ms, mais il augmente en cas d'hypothermie. Notons aussi que la quantité d'acétylcholine libérée est supérieure à ce

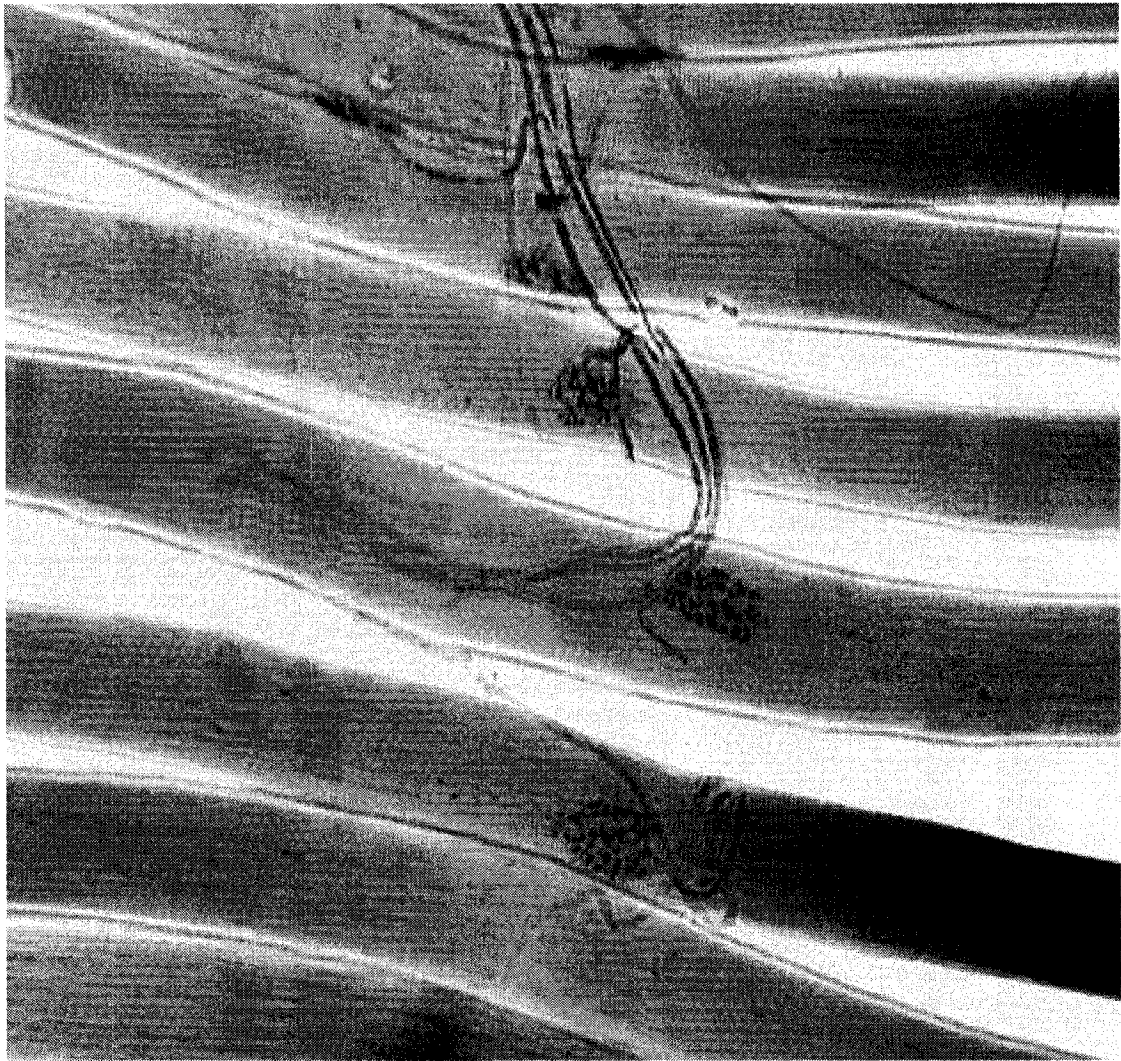


FIG. 1.11 Neurones moteurs et jonctions neuromusculaires. Les fibres motrices rejoignent les fibres musculaire (de diamètre plus large sur l'image) via les plaques motrices. Source : <http://www.willamette.edu/stas/physiology>.

qui est nécessaire, afin de laisser une certaine marge de sécurité à la contraction musculaire.

Du côté de la fibre musculaire, les molécules d'acétylcholine diffusées s'attachent aux récepteurs nicotiniques de la membrane. Ensuite, ces récepteurs ouvrent les canaux ioniques et il se crée un flux ionique qui dépolarise la fibre musculaire.

Finalement, lorsque le seuil d'activation des canaux sodiques (contrôlés par le potentiel membranaire) est atteint, ces derniers initient un potentiel d'action musculaire qui se propage à travers le sarcolemme et les tubules transverses (fig. 1.2, p. 6) de la fibre. La dépolarisation de la fibre déclenche la libération d'ions calcium emmagasinés par le réticulum sarcoplasmique, ce qui démarre le mécanisme de la contraction (voir p. 1.1.2). On comprend alors qu'en intervenant à n'importe quelle étape de la transmission neuromusculaire, il est possible d'influencer indirectement la contraction résultante. C'est le principe d'action des myorelaxants.

1.3.2 Principes du blocage neuromusculaire et types de myorelaxant

Pour agir sur l'intensité de la réponse musculaire aux stimuli, il suffit d'interférer avec la sécrétion ou la réception d'acétylcholine, produisant ainsi la relaxation du muscle. Certains métaux (ex : magnésium) ou poisons d'araignée (ex : α -latrotoxin) bloquent les contractions en réduisant la libération d'acétylcholine dans la fente synaptique. Des agents de blocage neuromusculaire couramment utilisés sont les myorelaxants non dépolarisants (ex : mivacurium et rocuronium). Ceux-ci se lient aux récepteurs nicotiniques ce qui empêche une combinaison avec l'acétylcholine (Booij, 1997). Leurs effets sur les muscles squelettiques sont d'accroître la susceptibilité à la fatigue et d'augmenter la relaxation. La figure 1.12 montre des séries de contractions musculaires à différents moments d'une anesthésie utilisant un agent

non dépolarisant. On y remarque une diminution de l'amplitude des réponses mécaniques immédiates, ainsi qu'une baisse globale des réponses même après un repos périodique entre les séries de réponses.

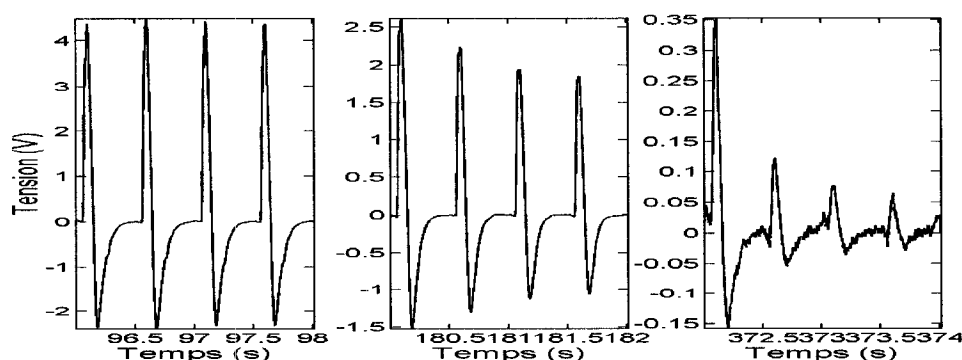


FIG. 1.12 Réponses aux salves de stimuli à différents moments d'une relaxation provoquée par un agent non dépolarisant

Les myorelaxants produisent tous une diminution globale des contractions; par contre, ils n'ont pas la même influence sur la fatigue. Un agent dépolarisant (p. ex. le suxamethonium) induit la paralysie musculaire en stimulant continuellement les récepteurs nicotiniques et en empêchant leur repolarisation en vue de contractions éventuelles. Ce type de myorelaxant ne produit pas l'effet de fatigue illustré à la figure 1.12. En somme, la paralysie musculaire peut être induite de plusieurs façons et chaque type de myorelaxant a un effet différent sur la réponse du muscle à des stimuli très rapprochés.

1.3.3 Modalités de la stimulation

Afin de susciter une contraction chez les patients anesthésiés, les cliniciens se servent d'un stimulateur pour dépolariser le nerf moteur, ce qui génère artificiellement un potentiel d'action. Plusieurs formats de stimulation sont utilisés par les cliniciens ;

parmi ceux-ci, le salve de quatre impulsions (ou TOF pour *train-of-four*) reste le plus populaire. Introduit par Ali et al. en 1970, il permet une évaluation rapide du niveau de blocage neuromusculaire en calculant le ratio de la quatrième contraction sur la première, ce qui réduit la nécessité de calibrer l'instrument de mesure avant le blocage.

Des études récentes ont suggéré l'utilisation d'autres formats de stimulation. Ces nouveaux formats compensent une lacune du TOF : la réponse au TOF est très faible et imprécise lorsque le niveau de blocage est particulièrement profond. Les salves doubles (DBS, *double burst stimulation*), les convulsions toniques (*tetanus*) et le compte post-tonique (PTC, *post-tetanic count*) sont proposés pour remédier à cette situation (Engbaek et al., 1989). Certaines études suggèrent leur utilisation à la fin du blocage, pour mieux détecter la paralysie résiduelle (Samet et al., 2005; d'Hollander et al., 2005). Le diagramme temporel de ces formats de stimulation est illustré à la figure 1.13.

La durée d'un stimulus est critique : elle doit être suffisamment longue pour stimuler tous les neurones moteurs, sans susciter plus qu'un potentiel d'action dans chacun ; la durée de 200 μs est la plus utilisée par les appareils commerciaux. Concernant l'amplitude du stimulus, elle doit recruter les mêmes neurones moteurs à chaque stimulation pour que les contractions musculaires puissent être comparables entre elles. En général, l'intensité du courant est réglée pour être supérieure de 20% à l'intensité minimale pouvant exciter tous les neurones moteurs du nerf ; ceci assure une marge de sécurité pour que la stimulation soit supramaximale durant la durée du monitoring de la relaxation.

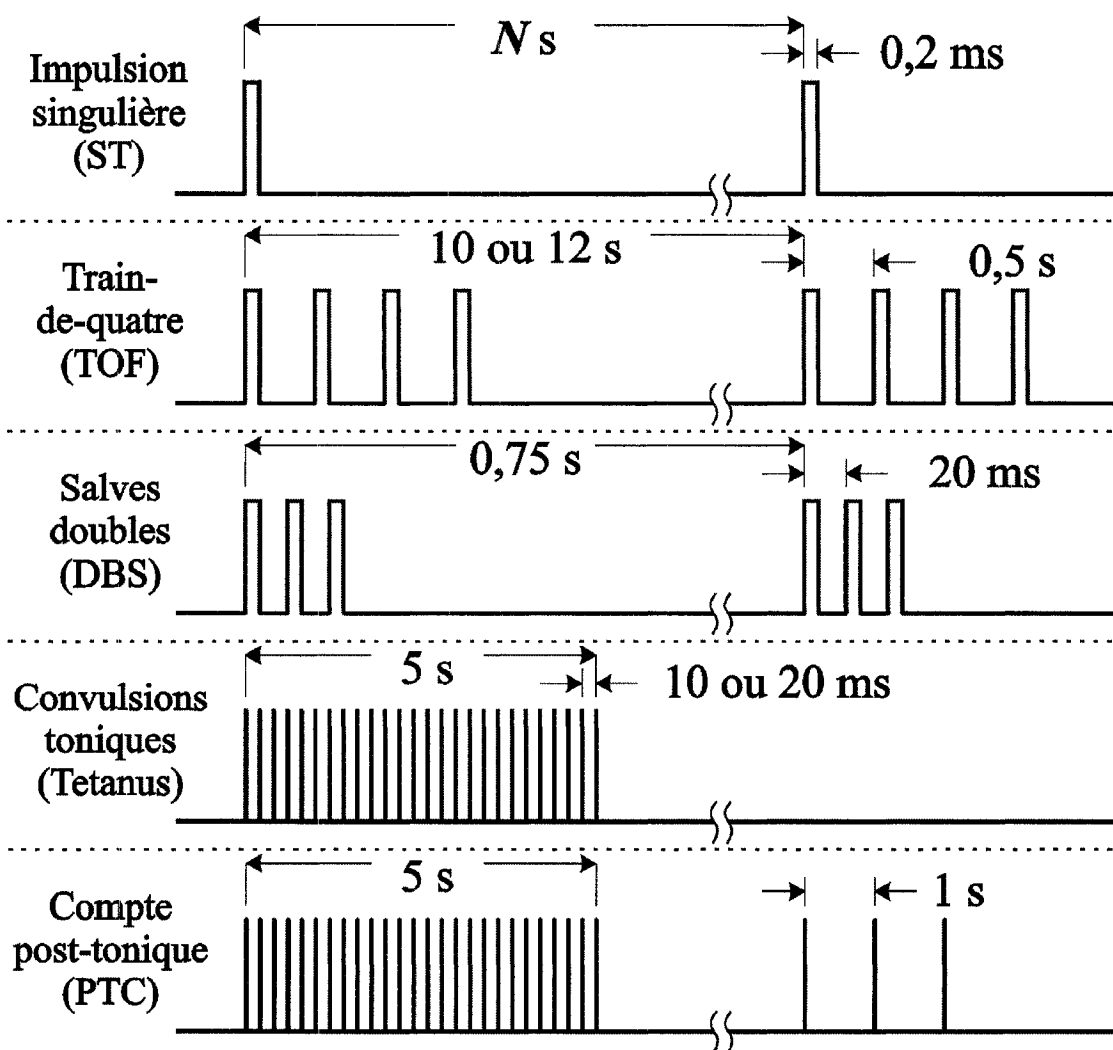


FIG. 1.13 Types de salve de stimuli

1.3.4 Comparaison de la phonomyographie aux méthodes de monitoring existantes

Présentement, l'utilisation d'une méthode quantitative pour évaluer le degré du blocage neuromusculaire n'est pas encore très répandue. La plupart des anesthésistes ont recours à des méthodes visuelles et tactiles pour prédire le réveil du patient et la récupération des fonctions respiratoires de ce dernier. Comparées à l'évaluation quantitative de la force (mécanomyographie), les méthodes visuelles et tactiles tendent à surestimer le degré de récupération (Brull and Silverman, 1995). Ces méthodes subjectives augmentent les risques de blocage résiduel chez les patients arrivant à l'unité de soins intensifs, rendant possible des complications respiratoires. L'évaluation courante de la relaxation par une méthode quantitative est donc fortement suggérée (Eriksson, 2003). Il existe plusieurs techniques objectives pour mesurer l'activité musculaire, nous présentons ici les trois méthodes les plus connues.

1.3.4.1 Mécanomyographie

La mécanomyographie (MMG) évalue l'amplitude de la force développée par le muscle stimulé. Cette technique utilise un dynamomètre attaché à un membre tiré par le muscle afin de mesurer l'intensité du couple. Les figures 1.14 et 1.15 illustrent un montage typique de mécanomyographie et la disposition du muscle adducteur du pouce.

La MMG est probablement la première technique quantitative à être appliquée au monitoring de la relaxation ; les données obtenues par MMG sont très étudiées et acceptées, c'est pourquoi elle sert de référence pour évaluer les nouvelles modalités

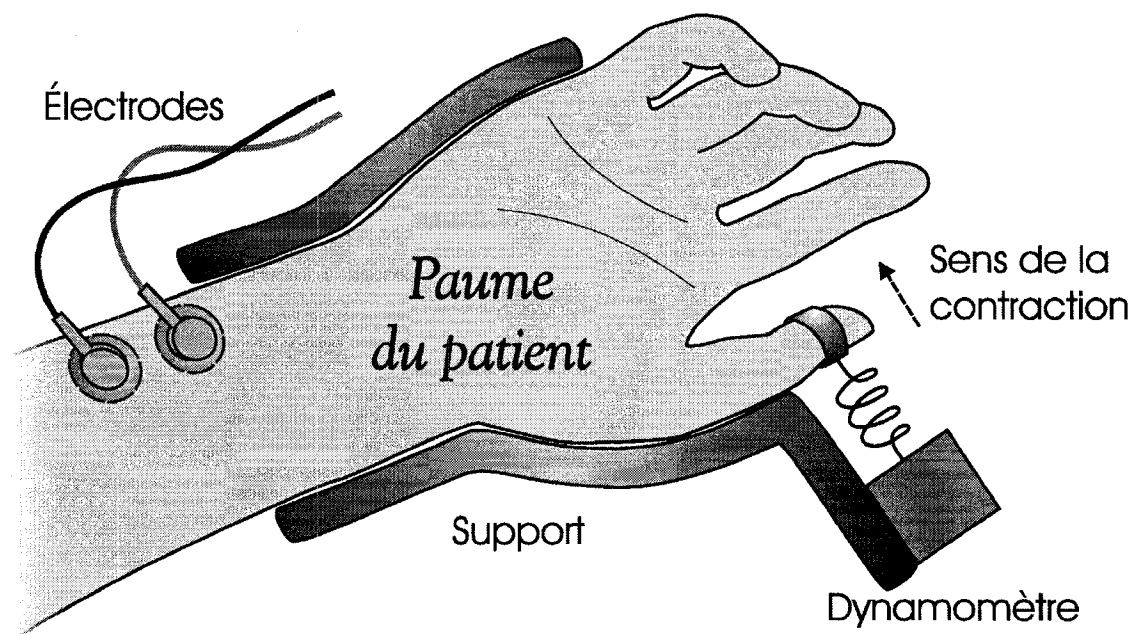


FIG. 1.14 Schéma d'un montage de mécanomyographie utilisant un dynamomètre à ressort pour le monitoring de l'adducteur du pouce

de monitoring. Le principal inconvénient de la MMG est la complexité de son montage, qui doit être adapté pour la mesure d'autres muscles que l'adducteur du pouce. Il est aussi pratiquement impossible de mesurer les muscles plus petits qui n'entraînent pas de mouvements évidents du corps. Lors de la fixation du dynamomètre, il est nécessaire de calibrer le montage pour appliquer un contre-poids initial, de sorte à obtenir la réponse la plus grande possible ; pour l'adducteur du pouce, cette contre-force est d'environ 300 g.

1.3.4.2 Électromyographie

L'électromyographie (EMG) mesure les potentiels électriques produits par les fibres (cellules) musculaires suite à leur stimulation par les neurotransmetteurs chimiques. Le signal électrique est mesuré par des électrodes placés sur la peau ; l'amplitude du signal est de l'ordre de quelques dizaines de millivolts, son spectre fréquentiel

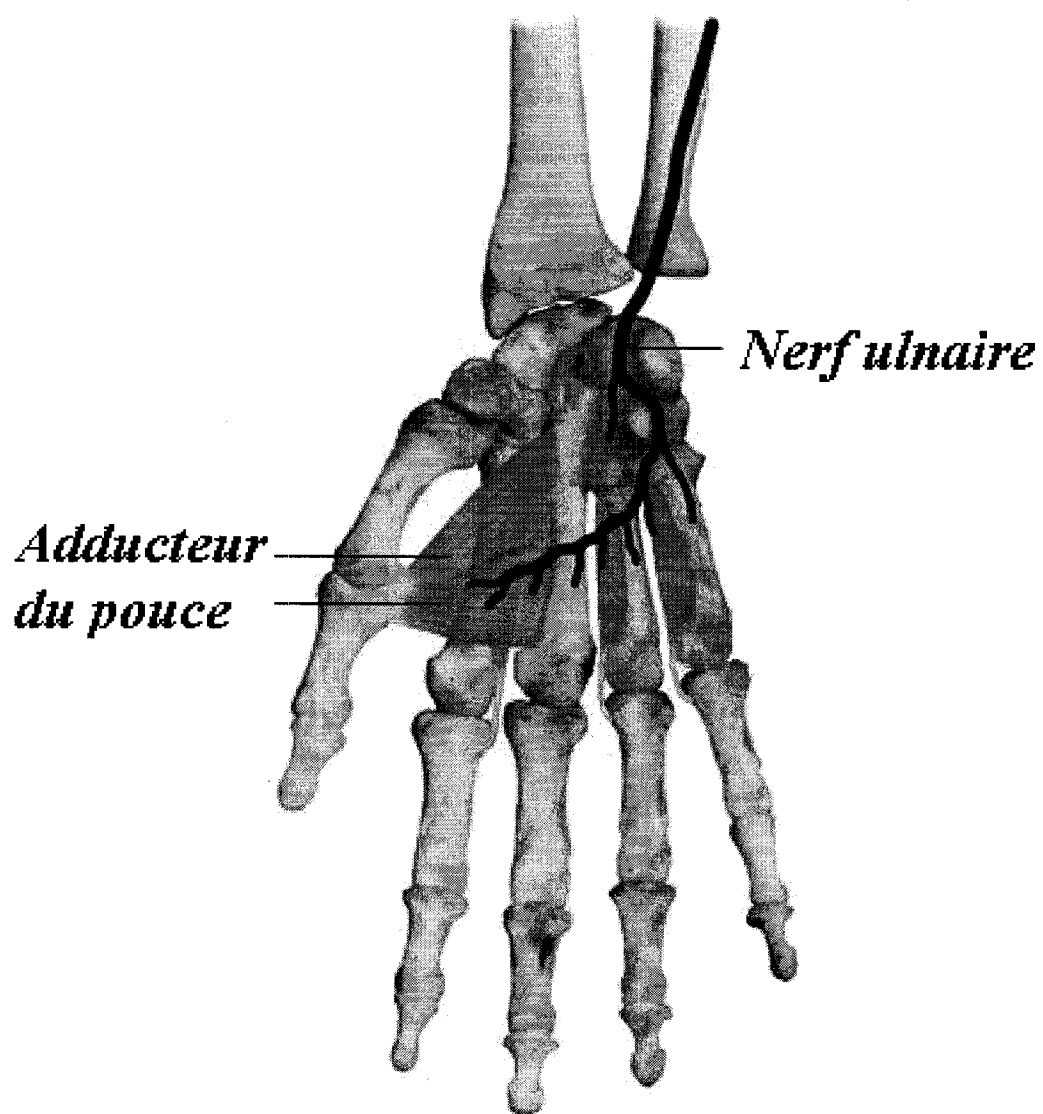


FIG. 1.15 Schéma de l'adducteur du pouce et du nerf ulnaire

va d'une dizaine à plusieurs centaines de hertz.

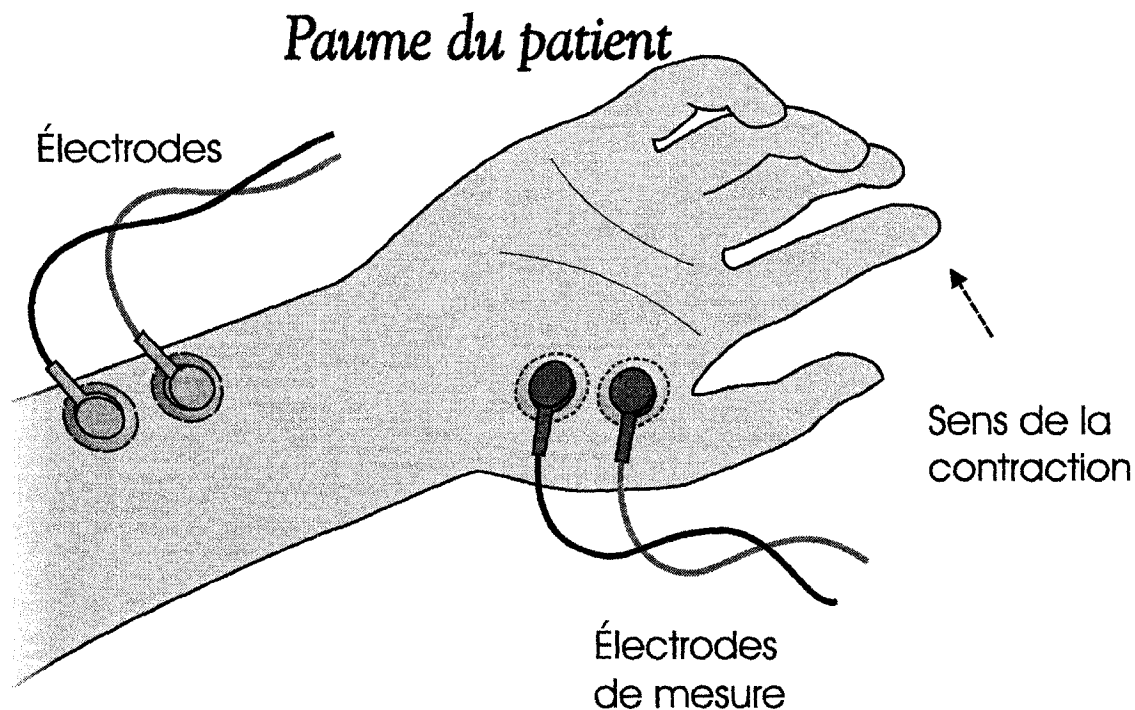


FIG. 1.16 Schéma d'un montage d'électromyographie utilisant des électrodes de surface

Dépendamment de l'emplacement du muscle, le montage d'EMG peut nécessiter l'utilisation d'électrodes à aiguille ; celles-ci sont introduites dans le tissu musculaire pour détecter les potentiels d'action générés. La fréquence et l'amplitude des potentiels d'action sont influencées par les caractéristiques des fibres. Les électrodes à aiguille peuvent causer de l'inconfort chez les sujets ; il est possible d'employer des électrodes de surface, mais les données sont parfois moins précises et peuvent contenir davantage d'artéfacts de mouvement. Enfin, l'EMG peut aider au diagnostic des conditions anormales du muscle, telles que la dégénération musculaire, le dysfonctionnement des fibres nerveuses ou simplement la fatigue musculaire.

L'EMG a été souvent utilisé pour l'étude de nouveaux agents myorelaxants, il

existe aussi des appareils commerciaux dont la performance est comparable à celle des mécanomyographes. L'utilisation d'électrodes pour les mesures est le principal inconvénient de l'EMG : si des électrodes de surfaces sont utilisées, on doit bien nettoyer la peau pour obtenir un contact de faible impédance. Les électrodes à aiguilles sont souvent évitées en pratique à cause de l'aspect effrayant.

1.3.4.3 Accéléromyographie

L'accéléromyographie (AMG)¹³ peut être considérée comme une variante de la mécanomyographie, car elle mesure aussi la force longitudinale du muscle. Contrairement à la MMG, l'accéléromyographie utilise un accéléromètre et se sert de la relation $F = ma$ pour retrouver la force. La figure 1.17 montre un exemple de montage.

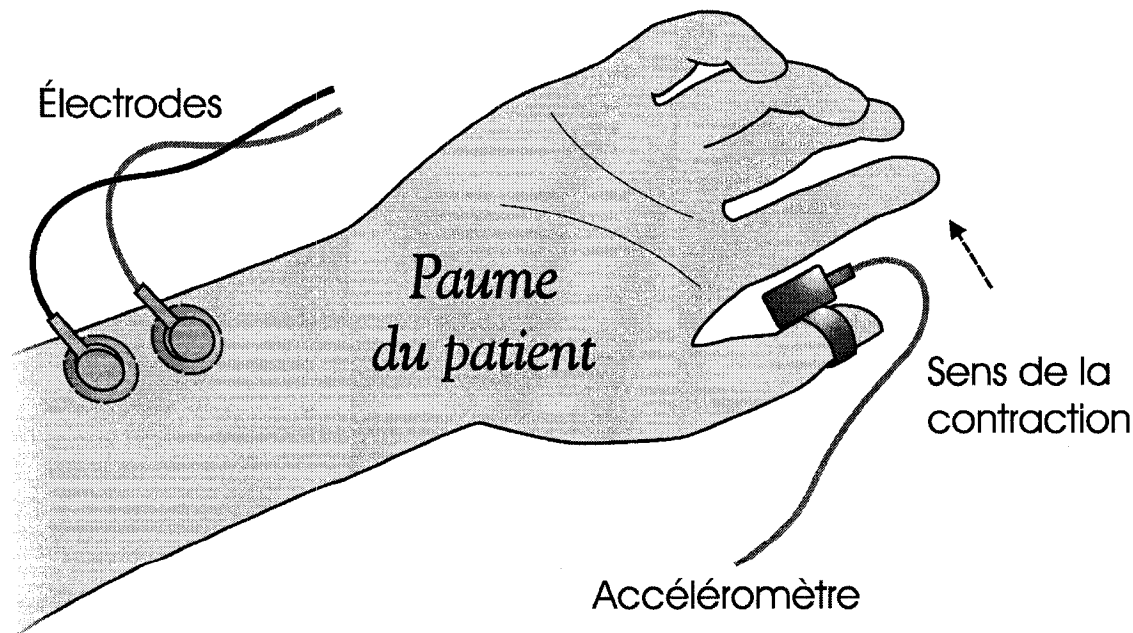


FIG. 1.17 Schéma d'un montage d'accéléromyographie

¹³À ne pas confondre avec *Acoustic Myography*

L'emploi d'un accéléromètre simplifie énormément le montage de l'AMG comparé à celui de la MMG, car il n'est plus nécessaire d'immobiliser la main et d'appliquer un contre-poids au pouce ; le même montage peut aussi servir au monitoring d'autres types de muscles. Son utilité clinique est bien démontrée dans la littérature (Kopman and Sinha, 2003). Un appareil commercial de Organon, nommé TOF-Watch, est également répandu.

L'accéléromètre partage cependant certains inconvénients de la MMG, car elle ne peut mesurer facilement le mouvement *longitudinal* de certains muscles plus petits. De plus, si l'on plaçait l'accéléromètre directement sur le muscle cible, il serait possible que les signaux du mouvement longitudinal soient contaminés par des vibrations acoustiques latérales. La comparaison entre l'accéléromyographie et la phonomyographie a été menée par Dascalu et al. (1999) et Hemmerling et al. (2002) ; les muscles étudiés sont respectivement l'adducteur du pouce et le corrugateur du sourcil. Dascalu a trouvé que les signaux de la PMG sont davantage corrélés à ceux de l'AMG (0,906) que ceux de la MMG (0,862) et de l'EMG (0,847) ; ses résultats montrent cependant que le temps de récupération d'un blocage neuromusculaire mesuré par la PMG et l'AMG présente des différences pour l'adducteur du pouce. Une conclusion similaire a été avancée par Hemmerling pour le corrugateur du sourcil. Hemmerling remarque que pour des muscles relativement petits, tels que le corrugateur du sourcil, les signaux de la PMG semblent être plus faciles à détecter que ceux de l'AMG ; cette position est supportée par d'autres chercheurs, mais le nombre de publications comparant ces deux méthodes est encore insuffisant pour éclaircir leurs différences de façon définitive.

CHAPITRE 2

MÉTHODES ET INSTRUMENTATION

2.1 Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons situé la phonomyographie parmi les autres techniques de monitoring de la contraction musculaire. Les difficultés liées à son implantation pratique ont aussi été décrites brièvement.

Le développement d'un système intégré de monitoring vise à répondre aux exigences techniques de la phonomyographie tout en incorporant des mécanismes assurant la sécurité du patient. Le présent chapitre aborde la phase principale de notre projet de maîtrise : la conception et la réalisation du système de phonomyographie.

Afin de faciliter la compréhension du design final, nous présentons d'abord un résumé des étapes de conception. Il aidera le lecteur à mieux saisir l'origine des décisions et la raison de certains compromis. Par la suite, quatre sections sont dédiées à la description des modules principaux du système : nous y expliquons les fonctions et les interactions entre leurs composantes. Les considérations particulières qui ont guidé les étapes de développement font ensuite l'objet d'une description plus précise.

Pour simplifier l'écriture, nous désignerons dorénavant le système de phonomyographie qui a été développé à l'Institut de génie biomédical par le terme «Phonomyographe».

2.2 Conception du système

2.2.1 Spécifications générales

Afin que le nouveau système puisse servir en pratique, il doit apporter un nombre significatif d'améliorations relativement aux prototypes existants. Les spécifications demandées par les cliniciens sont :

- Incorporer deux canaux (ou plus) d'excitation musculaire et d'analyse de signaux. Assurer le synchronisme des opérations entre les canaux.
- Donner la possibilité d'ajuster indépendamment les amplitudes des stimuli produits pour chaque canal.
- Permettre aux usagers de visualiser les signaux, effectuer des analyses préliminaires, enregistrer les données et contrôler les fonctions du Phonomyographe par l'intermédiaire d'une interface graphique exécutée sur un PC ou un ordinateur portable.
- Avoir une autonomie de fonctionnement suffisante pour une chirurgie de 2 heures.

Les informations ci-dessus ne suffisent pas à déterminer entièrement le design de l'appareil. Par contre, nous pouvons définir la structure du système en regroupant les fonctions demandées dans des modules, puis énumérer les contraintes physiques et électriques à respecter. Il devient alors possible de préciser les blocs secondaires, leurs entrées/sorties et leurs spécifications.

2.2.2 Schéma bloc global

En premier lieu, les fonctions demandées peuvent être regroupées en quatre modules. Un neurostimulateur se charge de l'excitation des muscles, un circuit de

conditionnement de signaux s'interface aux microphones capteurs de la contraction musculaire, une unité centrale contrôle le fonctionnement des modules précédents, et une interface graphique permet l'affichage de signaux, l'enregistrement de données et le contrôle du système. Nous obtenons ainsi le schéma bloc suivant (fig. 2.1).

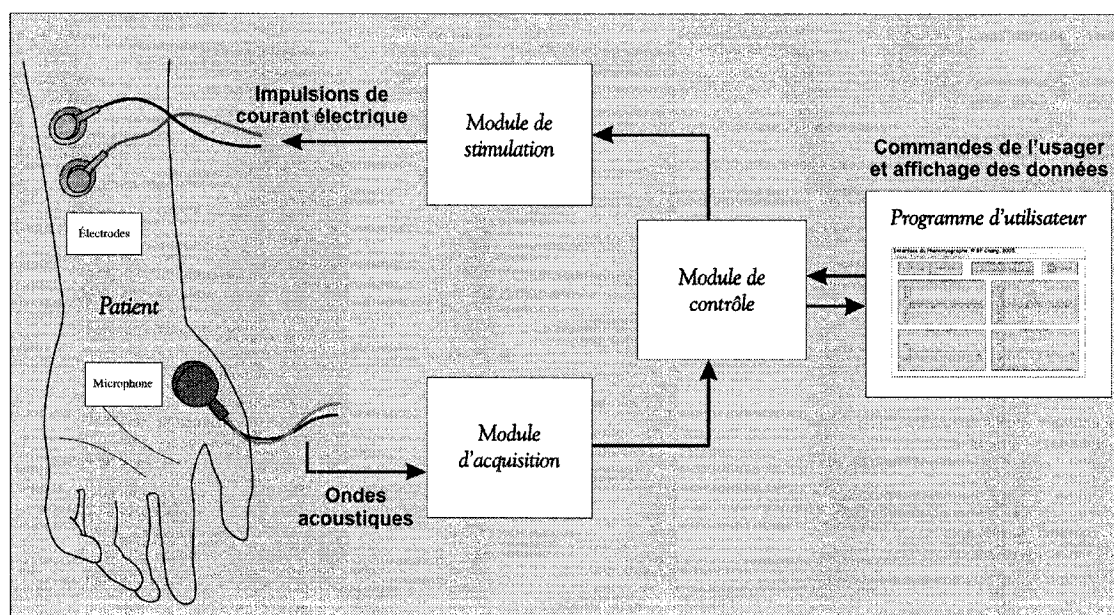


FIG. 2.1 Schéma bloc du système de phonomyographie

Maintenant, nous pouvons décrire la séquence des opérations. Dans un premier temps, le *programme d'utilisateur* déclenche le processus de monitoring. Ses commandes sont reçues par le *module de contrôle* qui initialise et active le *module de stimulation*. Les sons captés par le *module d'acquisition* sont numérisés et transmis au *module de contrôle*, qui envoie ensuite ces données au *programme d'utilisateur* où elles sont affichées et sauvegardées sur disque.

Contrairement aux prototypes existants, tous les éléments nécessaires au monitoring sont contenus dans un même appareil, celui-ci est alors considéré comme une solution intégrée.

2.2.3 Contraintes spécifiques

L'étape de la conception est généralement accompagnée de choix incertains et de compromis, mais on peut faciliter ce processus en détaillant plus précisément les caractéristiques souhaitées de chaque partie du système.

D'abord, concernant le langage de programmation de l'interface graphique, i.e. le programme d'utilisateur. Pour cette application, les possibilités évidentes sont le C++ ou le JavaTM. Les aspects à considérer sont la portabilité du langage, la diversité des bibliothèques disponibles, la qualité de la documentation et la vitesse d'exécution des programmes écrits dans ce langage.

Par la suite, nous devons sélectionner un protocole de communication pour les échanges de données entre le programme d'utilisateur et le module de contrôle. Il existe plusieurs solutions, dont les normes RS-232, I²C, Ethernet, USB et celle du port parallèle d'IBM. Le choix final dépendra du taux de transfert requis, de la facilité d'implémentation du protocole dans l'interface graphique et de la simplicité des circuits exigés comme canal physique.

Du côté du module de stimulation, il est nécessaire de générer une tension DC de quelques centaines de volts, afin de réaliser une source de courant qui puisse s'adapter aux variations importantes d'impédance électrode/peau. De plus, afin de réduire les risques d'électrochocs pour le patient, il est essentiel que les canaux d'excitation soient non seulement isolés entre eux, mais isolés aussi du reste de l'appareil. L'alimentation du système par une batterie et non par le secteur contribue aussi à la sécurité du patient et à la réduction des interférences du secteur sur les données.

Quant au module d'acquisition, la principale contrainte est l'adaptation à un microphone spécial dont les caractéristiques sont mal connues. Le circuit de condi-

tionnement doit accepter un signal bipolaire de quelques centaines de mV et rejeter des interférences provenant de sources diverses. Le circuit doit être compact pour diminuer le couplage à ces sources. Nous visons aussi une architecture modulaire afin de simplifier l'ajout éventuel de canaux.

2.2.4 Résumé

Nous venons d'exposer les premières étapes de la conception du Phonomyographe. Les problèmes auxquels un concepteur est confronté ont généralement plus qu'une solution. Gardons à l'esprit que les solutions adoptées peuvent ne pas sembler optimales vues du présent, car elles ont été développées avec des restrictions de temps, de financement et de ressources matérielles ; restrictions typiques d'un projet de maîtrise.

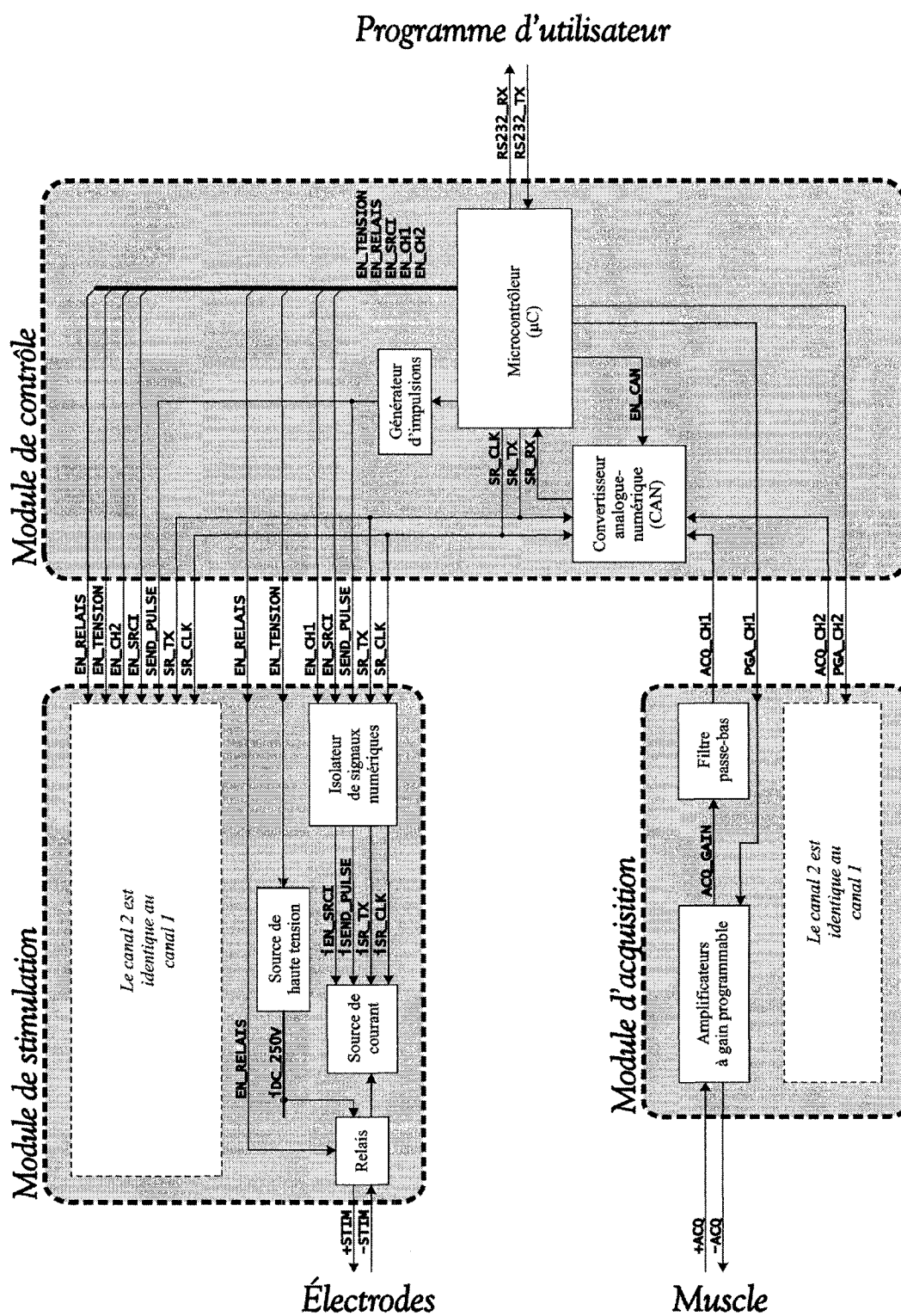


FIG. 2.2 Schéma bloc détaillé du Phonomyographe

stimulation qui sont ensuite acheminés au microcontrôleur.

Les données proviennent du microcontrôleur via le port sériel, elles sont traitées et analysées par des algorithmes prévus à cette fin. La forme des secousses musculaires et les courbes de tendance sont tracées pour donner une idée de la progression de la relaxation. Les données brutes sont enregistrées sur le disque dur du PC dans un format qui facilite les analyses ultérieures par un logiciel spécialisé.

2.3.1 Principaux objectifs

L'apparence du programme d'utilisateur au début de son exécution est présentée aux figures 2.4 et 2.5. Le premier onglet est destiné à la modification des paramètres opérationnels, tandis que le deuxième onglet est dédié à l'affichage des signaux et des courbes de tendances.

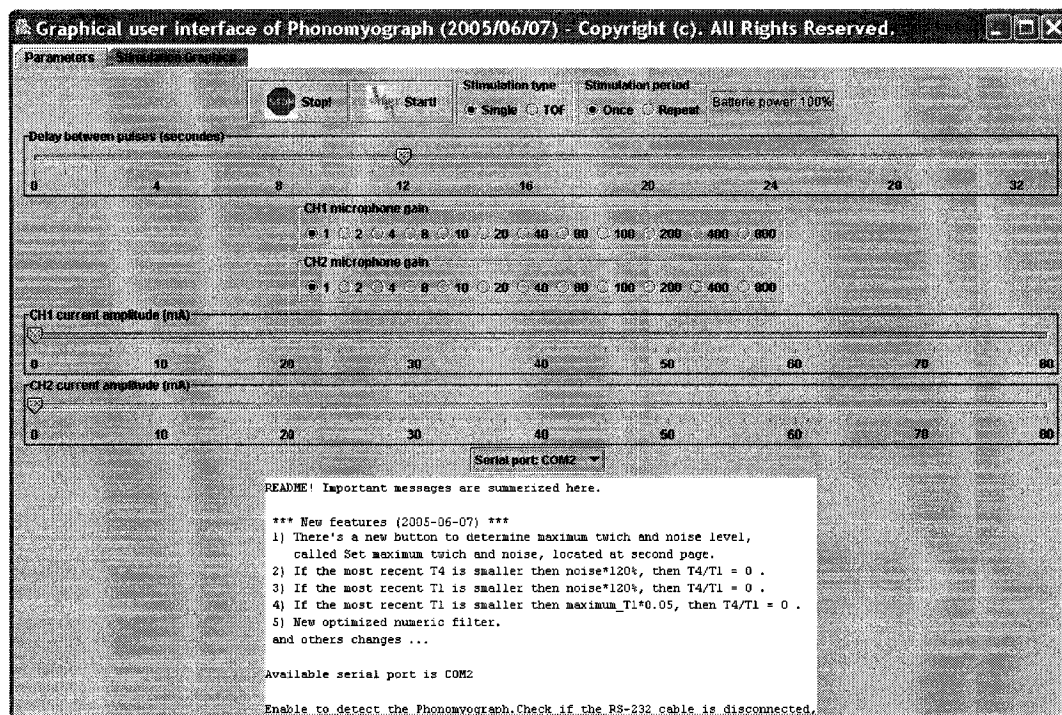


FIG. 2.4 Premier onglet de l'interface usager

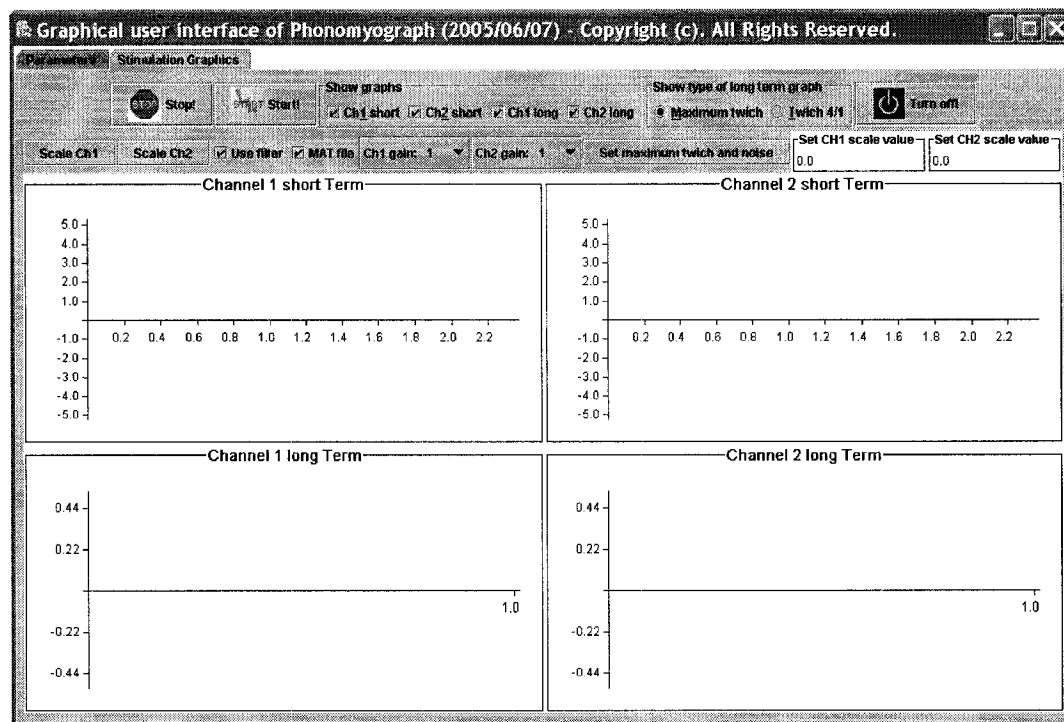


FIG. 2.5 Deuxième onglet de l'interface usager

Cette interface accomplit diverses fonctions. Il est peu utile d'en donner la liste complète, seule une description succincte des options dans leur contexte pratique est donnée ici. Les fonctions importantes seront décrites dans les sections dédiées.

Choisir le type de stimulation

Deux types de stimuli sont utilisés en pratique : une impulsion singulière et une salve de quatre impulsions, aussi appelé le train-de-quatre (*train-of-four* ou TOF). Le TOF est plus utilisé qu'une impulsion singulière, car le ratio de l'amplitude de la contraction provoquée par la dernière impulsion sur celle provoquée par la première est un indicateur du degré de fatigue du muscle.

Modifier le temps de repos entre chaque salve de stimuli

Ce laps de temps doit être suffisamment long pour permettre au muscle de

recupérer complètement entre chaque série. Ainsi, la réponse à la première impulsion de la prochaine série ne sera influencée que par l'action de myorelaxants administrés au patient, et non par la fatigue du muscle.

L'intervalle par défaut est de 12 secondes, comme pour certains stimulateurs commerciaux, mais on peut choisir n'importe quel entier entre 3 et 33 secondes. La limite inférieure de trois secondes laisse un temps sécuritaire d'une seconde entre chaque TOF (qui dure deux secondes). Le maximum de 33 secondes est un choix arbitraire.

Modifier l'amplitude du courant de stimulation pour chaque canal

Il est nécessaire d'avoir un réglage indépendant de l'amplitude pour chaque canal, car en pratique on peut vouloir surveiller plusieurs muscles dont les nerfs ont un seuil de dépolarisation distinct. Ceci nous permet de mieux évaluer la relaxation de l'ensemble du corps du patient. Un exemple est le duo de muscle adducteur du pouce et de corrugateur du sourcil. Par conséquent, chaque canal du phonomyographe doit produire des stimuli d'amplitude adaptée aux nerfs moteurs du muscle ciblé. Pour des raisons de sécurité et pour éviter l'activation des muscles environnants, il est préférable de ne pas appliquer beaucoup plus de courant que nécessaire pour obtenir la stimulation supramaximale (p. 26).

Modifier le gain des amplificateurs pour microphones

À partir de l'interface, l'utilisateur peut ajuster le gain des amplificateurs qui conditionnent les signaux provenant des microphones (p. 87). Douze valeurs de gain comprises entre 1 et 800 V/V sont possibles. Cette fonction permet de remédier partiellement au problème de la résolution limitée du convertisseur analogique-numérique (p. 72). Puisque ce dernier découpe en 2048 tranches l'intervalle de -5 à 5 volts, on doit choisir le gain qui optimise l'utilisation de

cette plage dynamique.

Transmettre les paramètres d'exécution choisis par l'utilisateur

Le programme a deux modes de fonctionnement : «attente» et «opération». Durant l'attente, les modifications de paramètres sont permis ; lorsqu'on souhaite commencer une séance de monitoring, les paramètres sont transmis en bloc au module de contrôle. Ces derniers incluent le type et l'amplitude des stimuli, le temps de repos et le gain des amplificateurs. Ce transfert ne dure qu'une fraction de seconde, puis l'interface entre en mode «opération», où l'on peut traiter les mesures venant du CAN. L'utilisateur ne peut réajuster les paramètres que s'il quitte le mode «opération».

Ces modes interdisent la modification d'un paramètre spécifique de façon continue, par exemple l'intensité du courant, pour en observer les effets instantanément. Cela impliquerait une reprogrammation continue de certaines composantes électroniques lorsque les autres sont toujours en marche. Elle accroîtrait les risques de conflits et rendrait le comportement du circuit imprévisible.

Recevoir les données du module de contrôle

Lorsque l'interface est dans le mode «opération», elle reçoit les données du module d'acquisition par l'intermédiaire du microcontrôleur et du port sériel. Ces données sont envoyées au fur et à mesure qu'elles sont produites par le CAN, au rythme de 1024 échantillons par seconde (fréquence d'échantillonnage de 512 Hz par canal). Il est primordial que l'ordinateur termine le traitement d'une mesure avant l'arrivée de la prochaine, pour éviter l'accumulation de données dans la mémoire tampon associée au port sériel du côté réception.

Appliquer un filtre numérique aux données

Les signaux de contraction musculaire sont parfois contaminés d'interférences provenant de l'alimentation du secteur. Un filtre numérique coupe-bande réduit ces parasites avant l'analyse en temps réel, améliorant ainsi la précision des résultats. Une discussion complète de ce filtre débute à la page 54.

Visualiser en temps réel les signaux acoustiques

Les secousses sont tracées en temps réel après leur traitement par le filtre coupe-bande. Ce feed-back instantané permet aux cliniciens de visualiser la contraction musculaire, les artéfacts de mouvement et les interférences autres que celle venant du secteur. Grâce à cette interaction avec les modules de stimulation et d'acquisition, on peut déceler rapidement les erreurs de fonctionnement (détails à la page 56).

Tracer les courbes de l'amplitude maximale et du ratio TOF

Tel qu'expliqué à la section 1, l'amplitude des contractions est d'une grande utilité pour les anesthésistes. Le résultat de cette analyse après chaque série de stimuli est affiché à l'écran, mais la présence de bruit et d'artéfacts peut nuire à l'interprétation de ces courbes (détails à la page 58).

Enregistrer sur disque les mesures brutes en format .MAT

L'information utile qui caractérise une contraction est contenue dans le signal produit par le muscle dans un intervalle de 0,5 seconde suivant l'application du stimulus. L'interface enregistre 0,5 seconde de données pour une impulsion singulière et 2 secondes de données pour un train-de-quatre. Les données sont enregistrées dans un fichier de format Matlab® (.MAT). Ce format facilite le traitement ultérieur des données puisque Matlab est un logiciel de traitement numérique largement répandu dans les milieux scientifiques et académiques.

Mettre hors tension l'appareil

Pour éteindre le Phonomyographe, il est prudent de désactiver certaines composantes électroniques selon une séquence appropriée. Le bouton *Turn off!* de l'interface graphique initie cette séquence en déconnectant les électrodes avant la mise hors tension. La nécessité d'une séquence est née du comportement imprévisible des circuits d'isolation quand leur tension d'alimentation chute à zéro. L'état métastable de ces circuits peut engendrer des impulsions de courant indésirables, si la mise hors tension est forcée par l'interrupteur externe. Le design du circuit a été amélioré récemment pour éliminer ce problème, mais nous recommandons de toujours éteindre l'appareil par l'intermédiaire de l'interface graphique pour plus de sécurité (détails à la page 89).

2.3.2 Choix du langage de programmation

La conception du programme d'utilisateur pose deux difficultés principales : la réalisation d'une interface graphique facilement extensible et portable, et l'accès à un port sériel sans l'écriture d'un pilote de périphérique différent chaque fois qu'on change de système d'exploitation. Deux langages de programmation retiennent notre attention : le C++ et le JavaTM de *Sun Microsystems*.

Comparé au C++, le langage Java a plusieurs avantages : il est complètement orienté objet, possède une syntaxe simple, gère automatiquement l'allocation de la mémoire et intègre la gestion multiprocessus. Ainsi, certains spécialistes affirment que la programmation en Java produit moins d'erreurs par ligne de code et que le déverminage demande moins de temps (Phipps, 1999). Par contre, l'exécution d'un programme en Java peut être plus lente que son équivalent écrit en C++, en plus

d'exiger généralement plus de mémoire.

Malgré ces inconvénients, nous avons choisi le langage Java, car la vitesse d'exécution du programme d'utilisateur s'est révélée satisfaisante sur un PC pourvu d'une unité centrale Pentium III 800MHz et 512 MO de RAM, après l'application de quelques simplifications au niveau de l'affichage en temps réel (p. 56).

2.3.3 Librairies du graphique et de la communication série

Nous utilisons la librairie *Java Communications API* pour la gestion du port sériel RS-232 et le *JSci* pour le tracé des courbes. Ces librairies bien rodées nous évitent de «réinventer la roue», ce qui aurait allongé significativement le temps de développement du système. Le *Java Communications API* est distribué gratuitement par *Sun Microsystems*, il supporte le port RS-232 et le port parallèle IEEE 1284. Ces périphériques sont souvent utilisés sur les PC pour desservir les souris et les imprimantes.

Le *JSci* est à code source libre¹. En plus des fonctions graphiques, il supporte plusieurs méthodes mathématiques telles que le calcul matriciel et l'analyse de Fourier. Cette dernière offre une possibilité intéressante : l'intégration de l'analyse fréquentielle des contractions musculaires à l'interface graphique.

¹<http://jsci.sourceforge.net>

2.3.4 Pseudo-code de l'interface graphique

Pour permettre une meilleure compréhension du programme d'utilisateur, nous présentons son pseudo-code simplifié à l'algorithme 2.1. Il a été nécessaire de résumer les sous-routines principales et d'omettre des fonctions secondaires afin d'alléger la présentation.

Le langage Java est basé sur la programmation par objet. Un objet est un module structuré et limité constitué d'un ensemble de données et de procédures. Ces dernières, aussi appelées *méthodes*, décrivent comment les données de l'objet peuvent être traitées. Le programme d'utilisateur est lui-même un objet qui contient une gamme d'objets plus petits, tels que les boutons, les menus, les graphiques et les flux de données en entrée et en sortie. Son fonctionnement est simple : après sa création, il génère ses sous-objets, les connecte aux procédures de gestion appropriées, effectue les initialisations de variables requises, puis entre dans le mode «attente» où il sommeille jusqu'à une ré-activation.

ALGO. 2.1 : Pseudo-code du programme principal de l'interface graphique	
1	
2	Inclure les bibliothèques de graphisme et de communication série
3	Définir et initialiser les constantes et les variables
4	Créer tous les sous-objets de l'interface graphique
5	Enregistrer les procédures auprès de leur objet
6	Recenser et choisir un port série RS-232 disponible
7	Envoyer «ordiConnecté» au module de contrôle à chaque seconde
8	Entrer dans le mode «attente»
9	

Lorsqu'un événement survient, par exemple l'activation d'un bouton ou l'arrivée d'une donnée au port série, le programme se réveille temporairement et fait appel à la procédure destinée à répondre à cet événement précis. Cette approche est semblable à la gestion d'interruptions, mais à un niveau différent d'abstraction. Elle

est plus efficace que la méthode de scrutation (*polling*), qui consiste à interroger régulièrement chaque sous-objet pour déterminer s'il souhaite l'exécution d'une procédure qui lui est associée.

Les procédures 2.2 et 2.3 sont appelées lorsque l'utilisateur appuie sur le bouton *Start* ou *Stop*, respectivement, de l'interface graphique. Chaque élément graphique de l'interface peut être relié à une procédure particulière, nous n'en présentons que deux ici. La procédure appelée par le bouton *Turn off* de l'interface est pratiquement la même que l'algorithme 2.3, excepté qu'elle fait appel à la procédure «éteindrePhono» au lieu de «stopPhono».

La procédure la plus complexe du programme est résumée à l'algorithme 2.4. Elle est activée chaque fois qu'un octet venant du Phonomyographe est reçu par le port sériel RS-232 du PC. En fait, on ne lit pas directement du port sériel, mais plutôt d'une mémoire tampon de type FIFO² dans laquelle les données ont été automatiquement sauvegardées par le pilote (*driver*) du port sériel. Si l'interface ne peut lire l'octet actuel avant l'arrivée des prochains, ils peuvent être lus d'un seul coup plus tard. En situation normale, l'interface vide la mémoire tampon plus vite que son remplissage par le Phonomyographe, il y a donc peu de risque de débordement et de perte de données.

ALGO. 2.2 : Procédure pour démarrer la séance de monitoring	
1	
2	Compiler le tableau (page 53) de paramètres d'acquisition et de stimulation
3	Valider chaque octet en le comparant aux valeurs permises
4	Envoyer le tableau de paramètres (p. 53) au Phonomyographe
5	Interdire tout autre changement de paramètres par l'interface
6	Entrer dans le mode «opération»
7	

² *First In First Out, i.e. premier arrivé premier sorti*

ALGO. 2.3 : Procédure pour arrêter la séance de monitoring	
--	--

1	
2	Envoyer l'instruction d'arrêt «stopPhono»
3	Sauvegarder les nouvelles données au fichier <i>MAT</i>
4	Réinitialiser les compteurs et variables temporaires
5	Autoriser les changements de paramètres
6	Retourner au mode «attente»
7	

2.3.5 Protocole de la communication série RS-232

Le protocole RS-232 est un standard défini par la *Electronic Industries Alliance* ; la révision courante est *TIA-232-F*. Ce standard définit les caractéristiques des signaux électriques, les interfaces mécaniques, et les fonctions des circuits de connexion. Nous avons choisi d'utiliser un port RS-232 pour sa disponibilité sur la plupart des PC (en 2003) et son support logiciel étendu : le microcontrôleur *Rabbit2000* du module de contrôle a justement une librairie de fonctions RS-232 fournie par le fabricant. Les ordinateurs portatifs récents (2005) ne supportent plus ce standard, mais on peut se procurer un adaptateur qui crée un port RS-232 à partir d'un port USB. Nous utilisons un tel adaptateur pour les essais cliniques du Phonomyographe.

Afin de coordonner les opérations du Phonomyographe, le programme d'utilisateur lui transmet par le port sériel RS-232 un octet dont la valeur binaire particulière l'identifie comme une instruction ou une commande. Un octet présente $2^8 = 256$ valeurs différentes et nous n'en utilisons que cinq pour désigner des instructions. Trois de ces instructions initient une séquence d'opérations prédéterminée, tandis que les deux autres servent à encapsuler le tableau de paramètres d'acquisition et de stimulation.

Les trois premières instructions sont résumées au tableau 2.1, tandis que la struc-

ALGO. 2.4 : Lecture des octets reçus par le port RS-232

```

1 répéter tant qu'il reste des données dans la mémoire tampon
2   si (100XXXXX ou 101XXXXX) + 0XXXXXXX alors
3       - C'est le premier octet d'une mesure du canal 1 ou 2
4       Extraire une donnée de 12 bits des 2 octets
5       Réduire le bruit à l'aide du filtre numérique coupe-bande
6       Mettre à jour les données pour l'affichage en temps réel
7   sinon si 11100001 (le Phonomyographe est toujours connecté) alors
8       Remettre à zéro le compteur de 3 secondes
9   sinon si 11100010 (on doit répéter la dernière donnée) alors
10      Ajouter N copies de la dernière donnée au vecteur d'affichage
11      immédiat,  $N = (f_{fast}/f_{slow}) - 1$ 
12  sinon si 11100100 ou 11110010 (interruption ou checksum échoué) alors
13      Sauvegarder les nouvelles données au fichier .MAT
14      Réinitialiser les compteurs et variables temporaires
15      Retourner au mode «attente»
16      si c'était le checksum alors Avertir l'utilisateur.
17  sinon si 11101000 (une secousse terminée) alors
18      si le type de stimuli était l'impulsion singulière alors
19          Calculer l'amplitude maximale de la secousse
20          si Une mesure de la contraction  $T_{ref}$  est demandée alors
21               $T_{ref} =$  l'amplitude maximale de la secousse
22          Mettre à jour les données des courbes de tendance
23          Sauvegarder les nouvelles données au fichier .MAT
24          Réinitialiser les compteurs et variables temporaires
25      sinon
26          Calculer l'amplitude maximale de la série de stimuli
27          si c'était la première secousse alors
28              T1 égale l'amplitude maximale de la secousse
29              si Une mesure de la contraction  $T_{ref}$  est demandée alors
30                   $T_{ref} =$  l'amplitude maximale de la secousse
31              sinon si c'était la quatrième secousse alors
32                  T4 égale l'amplitude maximale de la secousse
33                  Mettre à jour les données des courbes de tendance
34                  Sauvegarder les nouvelles données au fichier .MAT
35                  Réinitialiser les compteurs et variables temporaires
36      sinon si 11110000 (un cycle terminé) alors
37          si une mesure du niveau de bruit de référence  $B_{ref}$  est demandée alors
38               $B_{ref} =$  l'amplitude max. depuis la dernière réinitialisation
39          Réinitialiser les compteurs et variables temporaires
39 fin

```

ture du tableau de paramètres est expliquée au tableau 2.2. Le taux de transfert est de 115 200 bits par seconde (bps). Ce taux est plus que suffisant pour notre application, qui demande environ $16\,384 \text{ bps} : 2 \text{ (canaux)} * 512 \text{ (échantillons/s/canal)} * 16 \text{ (bits/échantillon)}$. Notons aussi que chaque octet de données est codé en un paquet de dix bits, comprenant un bit de départ et un d'arrêt, sans bit de parité.

TAB. 2.1 Liste des instructions possibles envoyées au Phonomyographe

Nom	Format binaire	Description
stopPhono	1010 0010	Ordonner au Phonomyographe de suspendre ses opérations. Ce dernier reste en attente de nouvelles instructions et continue à envoyer l'octet «phonoConnecté» à chaque seconde.
éteindrePhono	1000 0101	Ordonner au Phonomyographe de suspendre ses opérations et de se mettre hors-tension en suivant une séquence sécuritaire. L'unique façon de le remettre en marche est d'appuyer l'interrupteur presse-bouton <i>START</i> .
ordiConnecté	1001 0101	Signaler au Phonomyographe que le PC reste connecté. Cette commande est l'équivalent du «phonoConnecté» mais du côté du PC.

TAB. 2.2 Structure du tableau de paramètres de fonctionnement du Phonomyographe

Nom	Format binaire	Valeurs tolérées	Canal affecté	Description
débutTableau	1011 0110	N/A	N/A	Indique le début de la séquence d'octets ci-dessous.
acqPeriod	0000 XXXX	1 à 15	1 et 2	Délai entre deux acquisitions durant la période régulière. C'est le nombre de 1/1024 ms à attendre avant la prochaine mesure par le CAN. Par défaut, elle est de 2/1024 ms (512 Hz).
acqRelative	0000 XXXX	1 à 15	1 et 2	Rapport entre le délai durant le repos et celui durant les réponses aux stimuli. Il signifie le nombre fois qu'on ralentit l'acquisition pour permettre à un PC lent de rattrapper le retard.
typeStim	0000 000X	0 à 1	1 et 2	Type de série de stimuli. 0 égale une impulsion singulière, 1 égale un train-de-quatre.
typeRepos	0000 000X	0 à 1	1 et 2	Type de répétition. 0 égale une seule série de stimuli, 1 signifie des séries continues séparées par un délai.
gainCh1	0000 XXXX	0 à 11	1	Gain analogique appliqué avant le CAN. Les bits 2 à 1 choisissent entre 1, 2, 4, ou 8; les bits 4 à 3 appliquent un deuxième facteur
gainCh2	0000 XXXX	0 à 11	2	de 1, 10 ou 100. La valeur finale du gain est le produit des deux facteurs. Ex : 0000 1011 $\equiv 100 * 8 = 800$; 0000 0100 $\equiv 10 * 1 = 10V/V$
courantCh1	0000 XXXX XXXX XXXX	0 à 8191	1	Amplitude de l'impulsion de courant de stimulation. 0 = 0 mA, 8191 = 80 mA.
courantCh2	0000 XXXX XXXX XXXX	0 à 8191	2	
périodeRepos	00XX XXXX	1 (ou 3) à 63	1 et 2	Intervalle entre le début de deux séries de stimuli. Lorsque «typeStim» égale 0, la limite inférieure est de 1 s. Pour le train-de-quatre, elle est de 3 s pour laisser au moins une seconde entre deux impulsions.
sommeCtrl	0000 XXXX XXXX XXXX	3 à 16499	N/A	Somme de contrôle (<i>checksum</i>). Elle permet de vérifier l'intégrité du tableau reçu par le Phonomyographe.
finTableau	1000 1010	N/A	N/A	Indique la fin de cette séquence d'Octets.

2.3.6 Filtrage numérique en temps réel

En salle d'opération, il y a des interférences électromagnétiques de toute sorte qui peuvent contaminer les signaux qu'on désire capter. La proximité des autres appareils alimentés par le secteur peuvent induire des parasites de forte amplitude sur un large spectre de fréquences. Les effets de ces parasites sur des appareils médicaux sont imprévisibles et parfois dangereux : les dispositifs d'électrochirurgie ont même le potentiel d'interférer avec le fonctionnement des implants de télémétrie, des pacemakers et des oxymètres (Block and Detko, 1986). En somme, les sources d'interférence sont nombreuses et il est impossible de les éviter complètement. Elles sont quelquefois présentes dans la bande passante des circuits de conditionnement de signaux du Phonomyographe, l'amplitude des interférences peut même surpasser celle des signaux utiles, surtout durant la phase de relaxation profonde du patient où la réponse musculaire est faible.

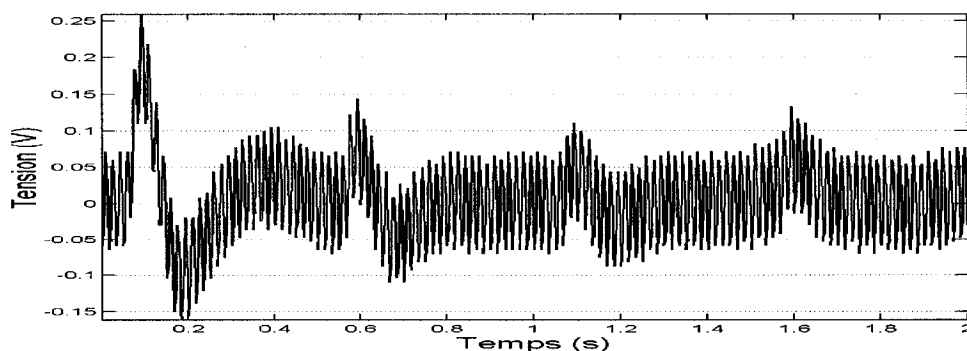


FIG. 2.6 Exemple d'une réponse musculaire à un train-de-quatre contaminée par des interférences électromagnétiques

Dans la majorité des cas, les parasites proviennent du couplage avec l'alimentation du secteur à 60 Hz. La figure 2.6 présente le signal de quatre contractions séquentielles contaminées par ce type d'interférence. Si le rapport signal-sur-bruit

est faible, il devient difficile d'effectuer les analyses préliminaires. Par exemple, lorsque l'amplitude du signal de la première contraction devient plus faible que celle du parasite, le ratio $T4/T1$ calculé peut valoir près de 100%, alors qu'il est censé être 0%, puisque l'ADC n'enregistrerait que l'amplitude du parasite pour les quatre resserrements. Il est évident qu'un filtrage en temps réel du signal est essentiel avant le calcul du ratio $T4/T1$.

Temps réel versus temps différé

Le choix du filtre dépend principalement des caractéristiques fréquentielles désirées et des ressources (temps de calcul) disponibles à son implementation. Dans le cas de la phonomyographie, les ressources requises sont très différentes selon que l'analyse doit être faite en temps réel ou en temps différé. En temps réel, les cliniciens évaluent au fur et à mesure le changement de la contractilité durant la même séance et sur le même muscle. Ainsi, l'allure immédiate de la dernière réponse, l'évolution du module maximal et l'évolution du ratio $T4/T1$ depuis le début de la séance sont les seules informations à évaluer.

En temps différé, on peut vouloir utiliser des données sauvegardées pendant les séances précédentes pour effectuer des traitements de signal, des analyses de données et des calculs statistiques plus complexes. La disponibilité d'ordinateurs plus rapides et l'absence de contraintes de temps de calcul permet ces études plus poussées. Dans ce cas, la qualité des données filtrées aurait plus d'importance. Par exemple, une analyse de l'évolution des composantes fréquentielles d'une contraction, sur une longue période de temps pourrait permettre de diagnostiquer des troubles musculaires (Wood and Barry, 1996).

Notre système se concentre sur les applications en temps réel. Par conséquent, la réduction du temps de calcul est le premier critère pour la conception du filtre. En

phonomyographie, le spectre du signal de contraction de l'adducteur du pouce et du muscle corrugateur du sourcil s'étend de 0 à 50 Hz. Cependant, le spectre du signal provenant d'autres muscles est peu connu, nous préférons donc un filtre qui rejette les interférences sans modifier les fréquences utiles. Les critères concernant la réponse en fréquence du filtre sont une bande de rejet très étroite, deux bandes passantes uniformes et un délai de groupe minimal.

Filtre à rejet de bande à coefficients optimisés

Deux filtres ont été testés et comparés, le premier est un filtre coupe-bande Chebychev du type II, le deuxième, un filtre à coefficients optimisés calculé par la fonction *iirlpnorm.m* de Matlab®. Les deux filtres sont d'ordre 6, mais le filtre optimisé a moins de coefficients et est beaucoup plus sélectif. C'est donc ce dernier qui est implémenté dans le programme d'utilisateur. Les explications détaillées sur la conception de ce filtre et les comparaisons de performance sont décrites à l'Annexe I.

2.3.7 Affichage en temps réel des mesures

L'affichage instantané des mesures est probablement la fonction ayant le plus d'impact auprès des nouveaux utilisateurs de l'interface ; on ne peut sous-estimer l'avantage de pouvoir observer en temps réel tous les détails d'une secousse. Puis, il y a aussi cette curieuse satisfaction de pouvoir tapoter le microphone et admirer son méfait sur l'écran.

La figure 2.7 présente un exemple de réponse à des stimuli TOF sur le canal un du Phonomyographe, les autres graphiques ont été désactivés temporairement par l'utilisateur. Les nouvelles mesures apparaissent par le côté droit de l'écran, tandis que les plus vieilles disparaissent du côté gauche ; on crée ainsi l'effet d'un défilement

constant de la trace pendant 2,3 secondes, c'est un intervalle qui est visuellement agréable en pratique.

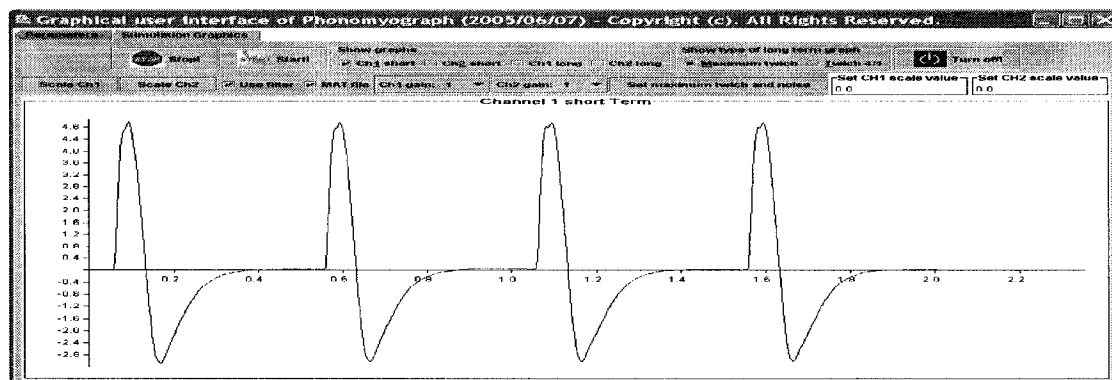


FIG. 2.7 Exemple de tracé en temps réel du signal du canal un

Par comparaison, l'appareil commercial TOF-Watch® n'indique que le nombre de contractions détectées et le ratio TOF ; les réponses qui ont une amplitude plus faible que leur seuil de détection sont ignorées. Notre système n'a présentement pas d'algorithmes pour compter automatiquement le nombre de secousses, par contre il affiche tout le signal peu importe son amplitude. L'utilisateur a l'option d'agrandir l'échelle pour les signaux trop faibles et peut décider si un resserrement particulier n'est pas un artéfact de mouvement ou un bruit cardiaque.

En revanche, l'affichage en temps réel est un processus exigeant pour l'ordinateur. Si l'on tente de tracer à chaque rafraîchissement de l'écran toutes les mesures acquises durant les 2,3 dernières secondes, on ralentit trop l'interface et on accumulerait un retard irrécupérable. Pour un taux de rafraîchissement de 30 Hz, un Pentium III 800 MHz ne suffit pas à la tâche. Pour éviter ce problème et se donner une marge de manoeuvre, nous avons codé deux mécanismes qui réduisent appréciablement le temps de calcul.

Premièrement, on ignore un échantillon sur deux dans le vecteur de données destiné à l'affichage. Cette réduction est généralement imperceptible par l'utilisateur, car il y a environ deux fois plus de données que de pixels pour les représenter lorsque la résolution horizontale de l'écran est fixée à 1280 pixels.

L'interface peut réduire automatiquement la fréquence de rafraîchissement des graphiques. Ainsi, sur un PC rapide le tracé des courbes est raisonnablement fluide, mais il devient visiblement saccadé sur un ordinateur plus lent. Cette adaptation automatique de la fréquence de rafraîchissement diminue les risques de retarder des processus prioritaires ; par exemple, la lecture de données du port sériel RS-232.

Finalement, durant la phase de repos entre deux séries de stimuli, il est possible de réduire la fréquence d'échantillonnage pour alléger la charge de calcul. Dans le cas d'un train-de-quatre, les quatre contractions ne durent habituellement que 2 s, cette période est suivie d'un temps de repos de 12 s. L'interface permet de choisir une fréquence d'échantillonnage plus basse durant le repos, un ordinateur lent peut alors réduire ou éliminer le retard qu'il a accumulé. Si l'acquisition est 10 fois plus lente, le microcontrôleur transmet 10 fois moins de données, mais chacune de ces données est suivie d'un octet «phonoRalenti». Cet octet a pour but d'indiquer à l'interface qu'elle doit considérer la dernière donnée comme 10 mesures distinctes de même valeur (voir aussi la page 70).

2.3.8 Analyses préliminaires : calcul de l'amplitude maximale et du ratio TOF

Pour chaque canal d'acquisition, l'interface trace deux courbes de tendance ; l'une correspond à l'évolution de l'amplitude maximale de la série (T_{max}), l'autre au ratio des amplitudes de la quatrième contraction sur la première. L'abréviation

de ce ratio est $T4/T1$, ou le ratio TOF. Ces graphiques affichent la progression de la relaxation chez le patient jusqu'à l'instant présent ; ils aident un observateur expérimenté à évaluer le niveau de paralysie résiduelle et à déduire le moment approprié à l'extubation.

Un T_{max} et un $T4/T1$ sont calculés après chaque série de stimuli (p. 27). Si le type de stimuli est l'impulsion singulière, $T4/T1$ est considéré comme 100% ; si le type est un train-de-quatre, T_{max} est égal ou est très près de $T1$, sauf en présence d'artéfacts de mouvement. Par la suite, vers la fin de l'intervention chirurgicale, on obtient une courbe semblable à la courbe idéale (figure 2.8) pour les amplitudes maximales.

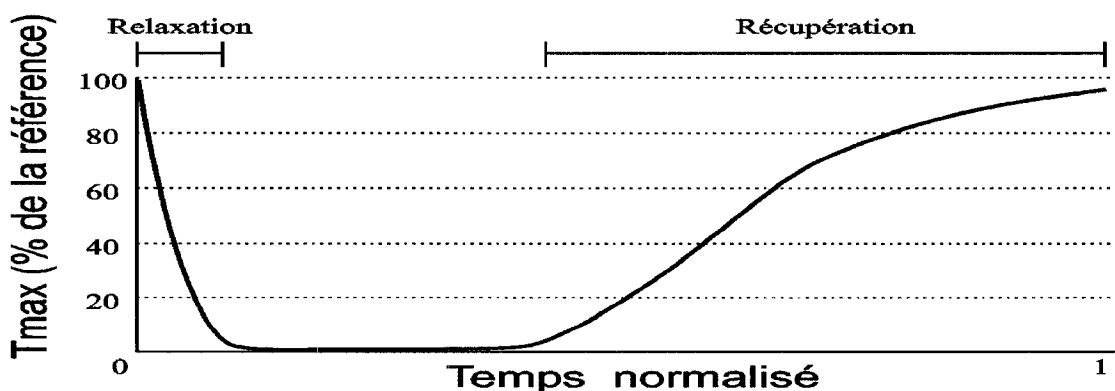


FIG. 2.8 Courbe de tendance théorique de l'amplitude maximale des quatre contractions suite à un train-de-quatre

Sur la figure 2.8, la chute initiale du T_{max} correspond à l'action des myorelaxants. Dépendamment du type de produit et de sa quantité, la relaxation complète peut être atteinte en quelques minutes, tandis que la récupération est beaucoup plus longue. Le début approximatif de la récupération dépend de la dose de myorelaxant qui a été utilisée ; la récupération peut être initiée par injection d'un agent désactivateur.

Le calcul de la courbe du ratio TOF est plus difficile, car cette fois-ci nous effectuons des divisions sur des données entachées d'erreurs dues aux interférences. Lorsque l'amplitude des quatre contractions est inférieure aux parasites, l'amplitude mesurée est celle des interférences. Nous avons généralement deux sources d'interférences durant la relaxation totale : celles venant du secteur (fig. 2.6, p. 54) et l'effet des battements cardiaques (fig. 2.9).

Dans ces conditions, la valeur de $T4/T1$ peut varier aléatoirement. Si l'on ajoutait

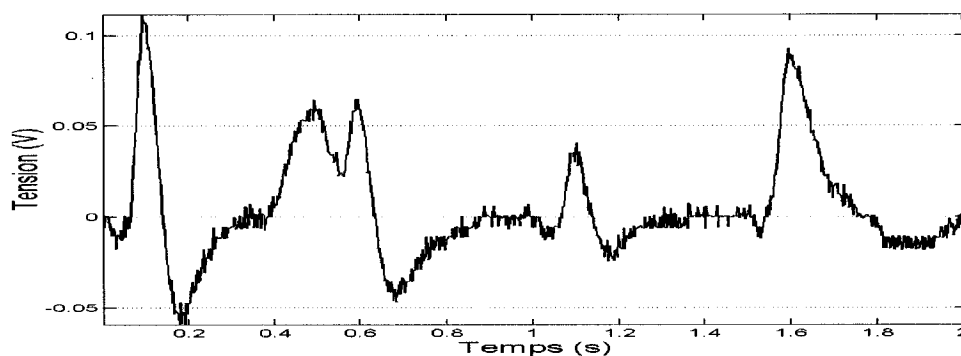


FIG. 2.9 Bruits cardiaques superposés aux signaux acoustiques

cette valeur erronée à la courbe de tendance on risquerait d'induire le clinicien en erreur, c'est pourquoi nous inscrivons plutôt une valeur nulle lorsque l'une ou l'autre des conditions suivantes survient :

1. L'amplitude de T4 ou de T1 est inférieure à 120% du niveau d'interférence de référence.
2. L'amplitude de T1 est inférieure à 5% du niveau de l'amplitude de contraction de référence.

Ces niveaux de référence sont calculés à l'instant qui correspond aux lignes 20, 29 et 37 de l'algorithme 2.4.

Des exemples de courbes de tendance, ainsi que l'allure des signaux contaminés par les interférences du secteur ou par des battements cardiaques, sont présentés

au chapitre 3.

2.4 Module de contrôle

Tout comme les modules de stimulation et d'acquisition, le module de contrôle (fig. 2.10) se trouve dans le boîtier du Phonomyographe. Ce module joue le rôle d'intermédiaire entre l'ordinateur et les autres modules.

2.4.1 Principaux objectifs

Le module de contrôle se divise en trois parties : un microcontrôleur (μC), un générateur d'impulsions et un convertisseur analogique-numérique (CAN). Ils réalisent respectivement la synchronisation des composantes du circuit, la détermination de la forme temporelle des impulsions de courant et la quantification des signaux captés par les microphones.

Le μC gère la séquence d'acquisition et de stimulation ; il communique avec les différentes parties du circuit par une combinaison de liens parallèles et sériels. Il modifie le comportement des composantes programmables selon les paramètres reçus de l'interface. Il dicte aussi la séquence de mise hors tension du système. Le microcontrôleur est piloté par un programme écrit en *Dynamic C*.

Le générateur d'impulsions et le CAN sont des blocs relativement simples dont le fonctionnement est expliqué aux sections 2.4.4 et 2.4.3.

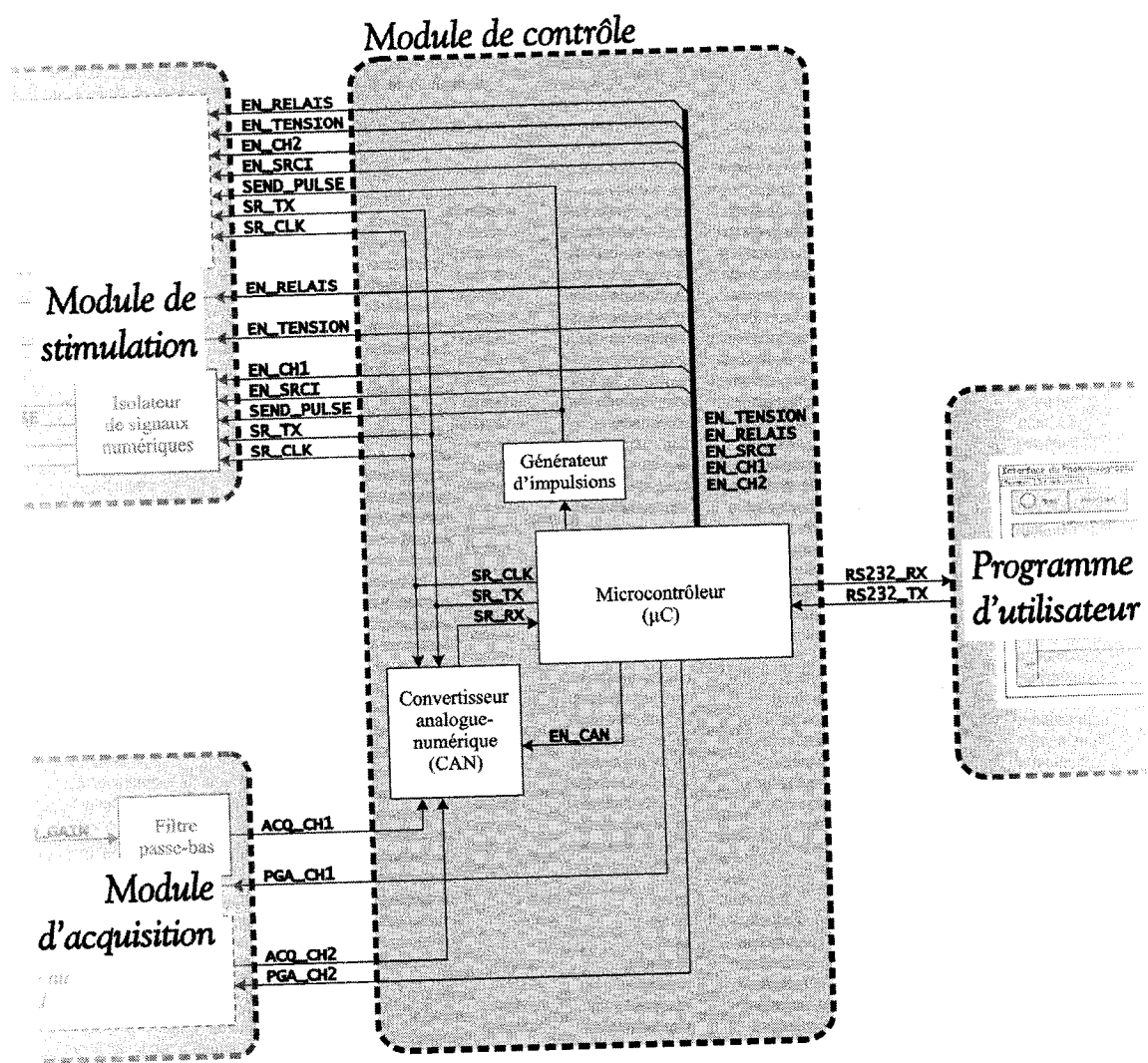


FIG. 2.10 Schéma bloc du module de contrôle et sa position dans le Phonomyographe

2.4.2 Microcontrôleur

Le microcontrôleur (μC) peut activer, arrêter ou réinitialiser les composantes suivantes : le convertisseur analogique-numérique, les sources de haute tension, les sources de courant, les relais et les amplificateurs à gain programmable. Les autres composantes sont toujours actives et ne peuvent être programmées.

Le premier rôle du μC est de rendre transparent, pour le programme d'utilisateur, tous les détails de la gestion et de la synchronisation des composantes du système. Ce rôle ne peut être rempli par le programme d'usager exécuté par le PC, car la connexion série au port RS-232 n'a pas le débit requis. Il est donc essentiel que cette «instance exécutive» soit tout près des composantes du circuit. Ces tâches sont accomplies par le logiciel embarqué du μC .

2.4.2.1 Langage de programmation

Le logiciel du microcontrôleur est écrit en *Dynamic C*®, un langage adapté du *C* procédural mais spécifique à l'architecture de ce μC . Un environnement de développement est fourni par le fabricant ; on y trouve un éditeur de texte, un compilateur *Dynamic C*, un programme de chargement du code compilé et un débogueur.

Le *Dynamic C* permet l'intégration de code source en langage d'assemblage dans du *C* procédural. Même si le langage d'assemblage n'est pas utilisé dans ce projet, les fonctions écrites dans ce langage occupent moins d'espace mémoire et s'exécutent généralement plus rapidement ; cependant, elles demandent plus de temps à développer et à déboguer.

Finalement, le *Dynamic C* contient des fonctions qui simulent l'exécution en paral-

lèle de plusieurs procédures, elles sont alors appelées des *cédules*. Nous les utilisons abondamment dans le logiciel embarqué, car elles simplifient la synchronisation entre le μC et les composantes du système.

2.4.2.2 Interruption automatique

Le logiciel du microcontrôleur est conçu pour répondre à des commandes émises par le PC. Si le lien entre les deux est interrompu et que l'intervalle entre deux commandes dépasse une durée pré-déterminée, le μC désactive tous les modules et les met hors tension.

Présentement, cet intervalle est de trois secondes, ceci laisse suffisamment de temps pour reconnecter un câble RS-232 débranché par mégarde. La séquence exécutée est exactement la même que celle provoquée par la réception de l'ordre «éteindre-Phono». Ce mécanisme est implémenté dans le but de diminuer les possibilités que l'appareil puisse stimuler le patient indépendamment du PC.

2.4.2.3 Pseudo-code du logiciel embarqué

Les algorithmes suivants résument le code source du logiciel sous forme de pseudo-code. On y retrouve le programme principal (2.5) et deux *cédules* (2.6 et 2.8). Ces algorithmes font appel à plusieurs reprises à deux fonctions particulières, que nous montrons séparément dans les algorithmes 2.7 et 2.9. Comme pour l'interface graphique, les fonctions non essentielles ne sont pas mentionnées dans ces pseudo-codes afin de ne pas alourdir la présentation. Nous ignorons, par exemple, la *cédule* qui vérifie à chaque cycle le niveau de charge de la batterie.

ALGO. 2.5 : Pseudo-code du programme exécuté par le microprocesseur (μC)

```

1 - Un commentaire (comme celui-ci) est en italique et précédé d'un tiret.
2 - Les codes fonctionnels sont en caractères détachés.
3 - Commencer par la ligne suivante à chaque initialisation
4 Court-circuiter l'interrupteur de l'alimentation de la carte
5 Définir les constantes, variables et fonctions
6 Début du programme principal
7   Configurer les broches d'entrées et de sorties du  $\mu C$ 
8   Initialiser les composantes électroniques du phonomyographe
9   - Voici la boucle principale, à chaque passage on exécute partiellement
     toutes ces cédules afin de simuler leur fonctionnement en parallèle
10  répéter inconditionnellement
11    Cédule de réception de nouvelles instructions du PC
12    | - Cette cédule sera détaillée à l'algorithme 2.6
13    fin
14    Cédule vérifiant la connexion au PC
15    | Signaler au PC que le phonomyographe est toujours
      | connecté (l'octet «phonoConnecté»)
16    | si l'on n'a pas reçu l'octet «ordiConnecté» du PC pour plus de 3
      | secondes alors
17    | | Interrompre la séance (algorithme 2.7)
18    | | Ouvrir l'interrupteur d'alimentation de la carte
19    fin
20    Cédule d'acquisition (si activée)
21    | Effectuer une acquisition pour chaque canal
22    | si c'est la fréquence lente du repos qui est demandée alors
23    | | Attendre  $N * 2/1024$  ms (ou 512/N Hz)
24    | sinon
25    | | Attendre 2/1024 ms (ou 512 Hz)
26    | - N égale la valeur de l'octet «acqRelative» (page 53)
27    fin
28    Cédule de stimulation (si activée)
29    | - Cette cédule sera détaillée à l'algorithme 2.8
30    fin
31 fin

```

Pour mieux comprendre le pseudo-code, on peut suivre son déroulement durant un essai typique. Lorsque l'utilisateur appuie sur le bouton de démarrage (*Start*) du Phonomyographe, il relie temporairement le μC à la batterie. Ceci permet au μC d'exécuter les instructions du logiciel embarqué qui réside dans une mémoire non volatile (ROM). Le début du logiciel correspond à la ligne 4 de l'algorithme 2.5.

Dans un premier temps, le μC ferme les contacts d'un relais (non montré aux schémas bloc) pour se connecter à la batterie ; il maintient ainsi sa propre alimentation même après que l'utilisateur ait relâché le bouton de démarrage. Ensuite, il réserve et configure l'espace nécessaire au fonctionnement du programme dans sa mémoire volatile (RAM), et il procède à l'initialisation des composantes nécessaires au fonctionnement du circuit. Cette dernière étape inclut l'assignation des broches d'entrées/sorties du μC et l'activation du circuit isolé du module de stimulation.

Une fois les configurations préliminaires terminées, l'appareil définit les quatre cédules primaires. Remarquez que les cédules de stimulation et d'acquisition ne sont définies qu'après le premier passage dans la boucle principale. Elles ne seront toutefois activées que si le PC transmet le tableau de paramètres (table 2.2, p.53) et passe en mode «opération».

À chaque passage de la boucle **répéter** (algo. 2.5, ligne 10), le μC effectue tous les pas d'une cédule avant de passer à la prochaine cédule active, sauf s'il rencontre l'instruction **Attendre**. Par exemple à la ligne 1 de l'algorithme 2.6, le μC vérifie s'il a reçu un octet du PC. Si ce n'est pas le cas, on interrompt la ligne courante et on passe directement à la cédule suivante, i.e. celle vérifiant la connexion au PC. Si l'instruction **Attendre** indique un intervalle en millisecondes, alors sa prochaine instruction ne sera exécutée qu'après cet intervalle de temps. Par contre, si l'on a atteint la fin d'une cédule, elle sera reprise du début, au passage suivant de la boucle **répéter**.

ALGO. 2.6 : Cédule de réception de nouvelles instructions du PC

```

1 Attendre la réception d'un nouvel octet du port sériel RS-232
2 selon l'instruction désignée par l'octet,
3   cas «débutTableau» : démarrer une nouvelle séance,
4     Lire le reste du tableau contenant les paramètres de
       fonctionnement de cette séance
5     si le tableau est reçu entièrement sans erreur alors
6       Mettre à jour les paramètres tels que la fréquence
       d'échantillonnage, le gain des amplificateurs,
       l'intensité des stimuli, etc.
7       Activer la cédule de stimulation
8       Activer la cédule d'acquisition
9     sinon
10      Interrompre la séance (algorithme 2.7)
11   cas «stopPhono» : interrompre les opérations,
12     Interrompre la séance (algorithme 2.7)
13   cas «éteindrePhono» : éteindre l'appareil,
14     Interrompre la séance (algorithme 2.7)
15     Ouvrir l'interrupteur de l'alimentation de la carte
16   cas «ordiConnecté» : la connexion sérielle avec le PC reste établie,
17     Remettre à zéro le compteur de secondes où l'on est
       resté sans contact avec le PC

```

ALGO. 2.7 : Interrompre la séance

```

1 Arrêter la cédule d'acquisition
2 Arrêter la cédule de stimulation
3 Désactiver les CNA, le CAN et les sources de haute tension
4 Ouvrir les relais afin de déconnecter les électrodes
5 Signaler l'arrêt de la séance (l'octet «phonoInterrompu»)

```

ALGO. 2.8 : Cédule de stimulation

```

1 - Début d'un cycle de stimulation
2 Connecter les électrodes des deux canaux
3 Envoyer un stimulus (algorithme 2.9)
4 si le type de la salve de stimuli est le train-de-quatre, alors
5   | répéter 3 autres fois
6   | | Envoyer un stimulus (algorithme 2.9)
7 Déconnecter les électrodes des deux canaux
8 Selon la durée du cycle déterminée par «périodeRepos», laisser
   un temps de repos approprié avant la prochaine série
9 Signaler qu'un cycle est terminé (l'octet «cyclePassé»)

```

Un passage à travers la boucle **répéter** prend environ 1 ms dans le pire cas. Ce délai détermine la précision avec laquelle on peut respecter le temps spécifié par l'instruction **Attendre**. Comparé à l'intervalle entre deux impulsions d'une série de stimuli, qui est de 500 ms, une incertitude de 1 ms est acceptable.

La fréquence d'échantillonnage, soit un intervalle de 1,95 ms entre deux acquisitions, est aussi déterminée par la boucle **répéter**. À première vue, on peut être surpris que le microcontrôleur respecte un délai aussi court sans le dépasser régulièrement de 1 ms. La raison est la suivante : c'est justement l'acquisition qui ralentit l'exécution de la boucle. Durant la période qui suit une mesure (algo. 2.5, ligne 25), la cédule d'acquisition est en attente et a moins de tâches à exécuter ; par conséquent, la quantité de calculs effectués dans la boucle est significativement réduite. Ceci explique pourquoi une fréquence d'échantillonnage de 512 Hz est respectée par le μC , mais si on tente de l'augmenter à 1024 Hz,³ on observe que le μC atteint une limite de 665 Hz. Si les besoins de la recherche clinique nécessiteraient éventuellement une fréquence d'échantillonnage plus élevée, il faudrait soit reprogrammer quelques fonctions en langage d'assemblage, ou bien se procurer un μC plus rapide.

³La fréquence d'échantillonnage est toujours 1024/N Hz, où N est un entier

ALGO. 2.9 : Envoyer un stimulus en suivant la séquence prévue

- 1 Attendre 5 ms
- 2 Activer les sources de haute tension
- 3 Attendre 45 ms
- 4 Envoyer une impulsion de courant aux électrodes
- 5 Attendre 1 ms
- 6 Désactiver les sources de haute tension
- 7 Attendre 454 ms
- 8 Signaler qu'une impulsion a été envoyée (l'octet «impulsionPassée»)

Notons finalement que le respect des temps d'attente spécifiés dans la séquence de stimulation, à l'algorithme 2.9, est moins critique. On voit aussi qu'il y a peu de différences entre l'algorithme de l'impulsion singulière et celui du train-de-quatre.

2.4.2.4 Protocole de la communication série RS-232

Tel que mentionné à la section 2.3.5 (p. 50), le μC suit les ordres de l'interface et lui transmet soit des données, soit un drapeau⁴ pour signaler à quelle étape de la séquence de stimulation il est rendu. Cette information est nécessaire au tracé des courbes et à la sauvegarde des données par l'interface graphique.

Le format binaire des données et des drapeaux est décrit au tableau 2.3.

⁴Indicateur d'un état, voir aussi l'annexe II

TAB. 2.3 Format des instructions envoyées au PC

	Nom	Format binaire	Description
A	mesureCh1	100X XXXX 0XXX XXXX	Une mesure du canal 1, les X sont les 12 bits d'une donnée provenant du CAN. Le MSB ¹ commence à gauche.
B	mesureCh2	101X XXXX 0XXX XXXX	Une mesure du canal 2, les X sont les 12 bits d'une donnée provenant du CAN. Le MSB ¹ commence à gauche.
C	cyclePassé	1111 0000	Signaler qu'un cycle de stimulation vient de passer.
I	impulsionPassée	1110 1000	Signaler qu'une impulsion vient de passer.
R	phonoRalenti	1110 0010	Signaler que la dernière donnée doit être répétée par le ratio fréquence régulière sur fréquence ralentie, moins un.
S	phonoInterrompu	1110 0100	Signaler que les stimulations et les mesures sont stoppées.
X	phonoConnecté	1110 0001	Signaler au PC que le Phonomyographe reste connecté. Cette commande est l'équivalent du «ordiConnecté» mais du côté du Phonomyographe.
Z	tableauCorrompu	1111 0010	Signaler que le tableau de paramètres reçu est corrompu.

¹ Most Significant Bit : bit le plus significatif

² Least Significant Bit : bit le moins significatif

En se référant à leur alphabet correspondant dans le tableau ci-dessus, la séquence des instructions transmises au PC durant les deux premières secondes d'un cycle de train-de-quatre est la suivante :

AB AB AB (...)I AB AB AB (...)I AB AB AB (...)I AB AB AB (...)I

Et la séquence durant la période de repos précédant le prochain cycle est la suivante.

ABR ABR ABR ABR (...)C

Nous attirons maintenant l'attention du lecteur sur la colonne du format binaire :

tous les drapeaux commencent par le bit 1. Les données sont en deux octets consécutifs, dont le premier débute aussi par 1 et le deuxième par 0. Nous adoptons ici une approche différente du protocole de transmission des paramètres par le PC, décrit aux tableaux 2.1 (p. 52) et 2.2 (p. 53).

La raison de cette différence est la suivante. Dans le cas du PC, il envoie occasionnellement soit un seul octet, soit un tableau de 15 octets selon le bouton de l'interface activé par l'utilisateur. Dans le cas du μC fonctionnant en mode «opération» le débit de transmission de données est d'environ 16 384 bps. Même si la bande passante (*bandwidth*) du port sériel est largement suffisante, la vitesse de lecture et de traitement du PC impose une limite sur le débit et décourage l'utilisation d'une somme de contrôle (*checksum*) à chaque communication. De plus, il y a l'incertitude inhérente à l'utilisation d'un câble externe, plus facile à débrancher qu'une connexion soudée aux extrémités. Tout bien considéré, la possibilité que le PC ne reçoive pas correctement un octet existe et a été remarquée occasionnellement.

Les conséquences de la perte d'un octet sont difficiles à prédire. Dans le cas où l'on est forcé de transmettre une donnée de 16 bits en deux parties, si l'interface a égaré la première et que la deuxième peut théoriquement prendre n'importe laquelle des 256 valeurs possibles, ce deuxième octet peut par malchance être égal à 1111 0010. Le PC l'interpréterait alors comme l'instruction «tableauCorrompu» et arrêterait immédiatement les opérations.

La perte de données, bien que rare, est difficile à éviter complètement. En imposant cette condition sur le premier bit des octets transmis, nous évitons au moins les interprétations erronées de données. Tout comme la vérification d'une somme de contrôle, elle n'est pas une solution à toute épreuve, mais elle devrait diminuer les risques liés aux erreurs de communication.

2.4.2.5 Protocole de l'interface sériele périphérique

L'interface sériele périphérique, ou *Serial Peripheral Interface*, est un deuxième protocole de communication sériele que le microcontrôleur (μC) utilise pour programmer trois composantes du Phonomyographe : le convertisseur analogique-numérique (CAN) et les deux convertisseurs numérique-analogique (CNA) du module de stimulation. Pour éviter toute confusion avec l'interface à bord du PC nous référons à ce protocole par son abbréviation anglaise SPI.

Le protocole SPI n'est pas tout à fait un standard, il est plutôt une méthode pour contrôler des puces électroniques programmables. Il exige moins de broches de raccordement qu'un bus parallèle, réduisant ainsi les coûts de fabrication des circuits imprimés. Son principal désavantage est une vitesse de transfert de données limitée à quelques Mégabits/s ; heureusement, ni le CAN, ni les CNA, ont besoin d'un débit très élevé dans notre système.

Le protocole SPI varie selon les périphériques et les spécifications des manufacturiers. En général, il exige quatre lignes : une horloge sériele (*clock*), une ligne d'activation (*enable*), une de transmission (*transmit*) et une autre de réception (*receive*). Les diagrammes temporels de la communication SPI entre le μC , le CAN et la source de courant sont illustrés aux figures 2.12 (p. 74) et 2.15 (p. 79).

2.4.3 Converteisseur analogique-numérique sériele

Un convertisseur analogique-numérique (CAN) sert d'interface entre deux domaines différents de représentation des signaux. Le signal analogique produit par le microphone, puis amplifié par le module d'acquisition, peut prendre une infinité de valeurs à l'intérieur d'une plage dynamique de +5 et -5 V dans le cas du Phono-

myographe. Le logiciel du μC ne peut traiter que des informations définies par un nombre limité de valeurs distinctes ; par exemple, 2^8 valeurs si l'information est codée en mots de 8 bits (un octet), 2^{16} pour des mots de 16 bits, etc. Ainsi, il est nécessaire de découper la plage dynamique du signal analogique en un nombre fini de divisions et d'attribuer à chacune un code binaire distinct. C'est le processus de quantification réalisé par le CAN.

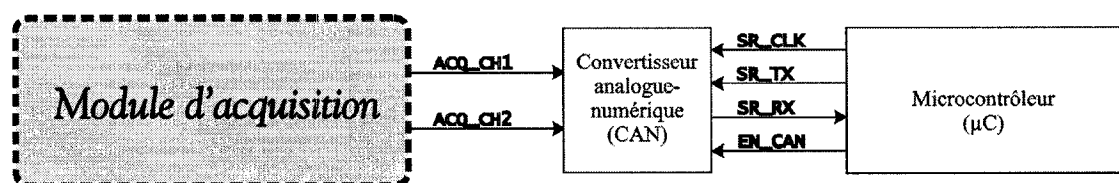


FIG. 2.11 Entrées et sorties du CAN

Notre CAN emploie la méthode des approximations successives ; c'est-à-dire que le convertisseur détermine la valeur de chaque bit une à la fois en partant du bit le plus significatif. Les convertisseurs de ce type sont relativement rapides et ont une bonne résolution, mais ils n'excellent dans aucune caractéristique.

2.4.3.1 Protocole de la communication série

Le convertisseur analogue-numérique est lié au microcontrôleur par quatre lignes : l'horloge série (SR_CLK), l'activation (EN_CAN), la transmission (SR_TX) et la réception (SR_RX) ; notez que la direction est celle vue du μC . D'autre part, le format binaire est prédéfini par le fabricant du CAN : il exige que les instructions soient contenues dans des paquets de 16 bits et que la communication soit bidirectionnelle et simultanée (*full duplex*). Le format d'un tel paquet est montré à la figure 2.12. Les cases hexagonales hachurées signifient que la valeur du bit contenu dans cette case peut être 1 ou 0, tandis que les numéros des cases blanches repré-

sentent la position de ce bit dans une donnée ou une instruction.

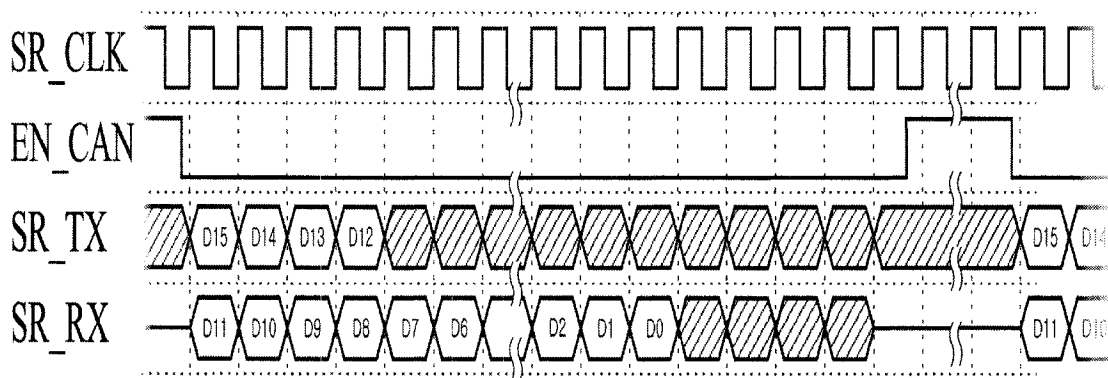


FIG. 2.12 Diagramme temporel de la communication SPI entre le CAN et le μC

Sur ce diagramme, on voit que le cycle de conversion débute quand le μC fait passer la ligne **EN_CAN** de 1 à 0. Pour choisir un canal, le μC envoie sur la ligne **SR_TX** un code de quatre bits suivi de 12 bits non significatifs. Simultanément, le CAN lui retourne par la ligne **SR_RX** les 12 bits représentant l'échantillon de l'acquisition précédente et 4 bits non significatifs. Il faut donc trois paquets de 16 bits pour acquérir les deux premiers échantillons ; la première donnée retournée au PC étant non-significative.

2.4.4 Générateur d'impulsions

Afin que nos mesures puissent être comparées à celles des neuro-stimulateurs commerciaux, il est nécessaire que la durée de chaque impulsion de courant soit toujours de 0,2 ms, suivie d'une période d'inactivité de 500 ms avant l'impulsion suivante.

Nous avons vu à la page 68 que le temps d'exécution des tâches du microcontrôleur est variable ; par conséquent, il ne peut pas déterminer une période de 0,2 ms avec assez de précision. Ce problème a été résolu à l'aide d'un circuit externe au

PC. Ce circuit que nous appelons le générateur d'impulsions est composé de deux monostables non re-déclenchables en cascade.

À l'état initial, l'entrée et la sortie du monostable sont à 0V. Lorsque l'entrée monte à 5V, la sortie passe aussi à 5V et y reste pour une durée t déterminée par la valeur d'une résistance R_{ex} et d'un condensateur C_{ex} :

$$t = \ln(2) * R_{ex} * C_{ex} \quad (2.1)$$

Une fois l'intervalle t écoulé, la sortie redescend à 0V et ne changera pas tant qu'une deuxième transition de 0 à 5V ne soit appliquée à l'entrée. Remarquons que la durée t est fonction du produit $R_{ex} * C_{ex}$. En pratique, il n'est pas possible d'utiliser des valeurs de R_{ex} ou de C_{ex} trop grandes. Les deux monostables du générateur d'impulsions ont donc été configurés comme suit : le premier génère une impulsion de 400 ms, qui active le deuxième monostable et produit l'impulsion de stimulation de 0,2 ms. Le générateur peut donc interdire le redéclenchement d'une deuxième impulsion de stimulation avant 400 ms. C'est le microcontrôleur qui détermine la période totale d'inactivité de 500 ms. Ainsi, nous obtenons des impulsions dont la durée est déterminée par des composantes physiques et non par une cédule du microcontrôleur. La durée des stimuli est alors plus précise.

2.4.5 Résumé

Nous avons décrit l'unité centrale du Phonomyographe, le module de contrôle. Celui-ci est le seul lien entre les trois autres modules. Malgré des possibilités de reconfiguration et d'extension, on a presque atteint les limites de ses performances du point de vue de la vitesse de calcul. L'ajout de fonctions supplémentaires exigera probablement une mise à niveau du microcontrôleur. Il existe des modèles plus

récents de ce type de microcontrôleur qui sont à la fois plus rapides et disposent de plus de mémoire. Le choix d'un μC de la même famille est conseillé afin de garder la compatibilité avec le code source du logiciel écrit en *Dynamic C*.

2.5 Module de stimulation

Le rôle du module de stimulation dans le système est de produire les impulsions de courant qui seront appliquées au muscle dont on veut mesurer le niveau d'excitabilité.

Ce module sert d'interface entre le module de contrôle et le patient. Tel qu'indiqué à la figure 2.13, il comporte deux circuits identiques, appelées *canaux de stimulation*.

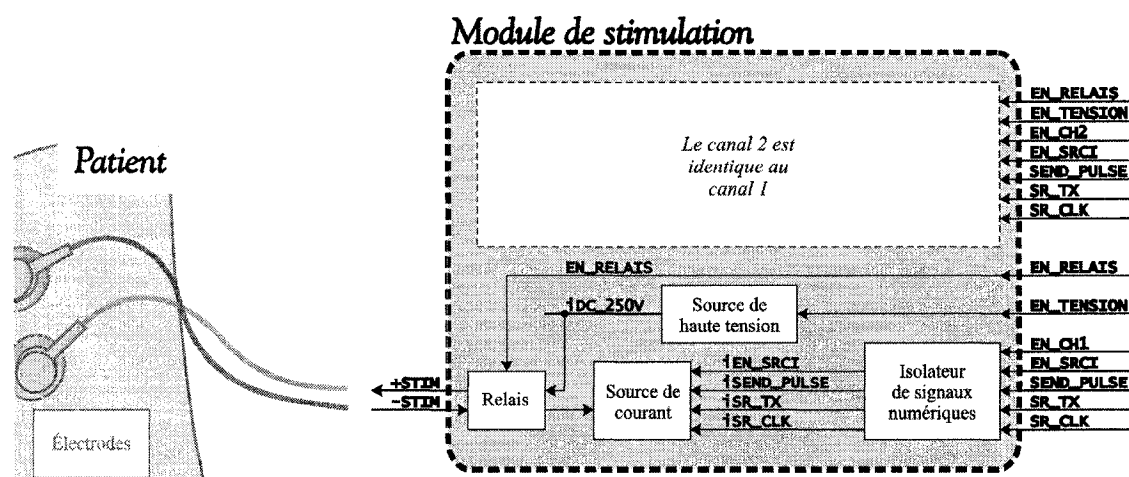


FIG. 2.13 Schéma bloc du module de stimulation

2.5.1 Principaux objectifs

Le module de stimulation génère des impulsions de courant électrique synchronisées dans le temps ; il rend ainsi possible le monitoring simultané de deux muscles et la comparaison de leur réponse.

Il est essentiel pour la sécurité du patient que les deux canaux de stimulation soient non seulement isolés électriquement du reste de l'appareil, mais aussi entre eux. Cette exigence vise à réduire les risques que le courant appliqué par la paire d'électrodes d'un canal passe par les régions de corps non ciblées et retourne par les électrodes de l'autre canal. Ceci pourrait avoir des conséquences graves si le courant devait passer dans la région du coeur.

Le module de stimulation permet d'ajuster séparément l'amplitude des stimuli générés par chaque canal, on peut ainsi adapter l'intensité du courant aux propriétés des muscles étudiés.

2.5.2 Isolateur de signaux numériques

Nous avons déjà mentionné que le module de contrôle communique indépendamment avec chacun des canaux de stimulation. L'isolateur de signaux numériques joue deux rôles : reconnaître le canal adressé par le μC et isoler électriquement les signaux numériques destinés à ce canal. L'isolateur a donc deux composantes : les portes logiques et les photocoupleurs.

Sur les figures 2.13 et 2.2, on remarque que chaque canal reçoit cinq signaux : EN_SRCI, SEND_PULSE, SR_TX et SR_CLK. Par contre, les signaux EN_CH1 et EN_CH2 sont spécifiques à chacun des deux canaux. Quand le μC doit programmer la source de courant du premier canal, il transmet ses instructions sur les quatre lignes com-

munes, active EN_CH1 et désactive EN_CH2. Les signaux sont alors bloqués par les portes et aux entrées du deuxième canal et l'amplitude de sa source de courant n'est pas affectée.

Un photocoupleur est un dispositif optoélectronique servant à transmettre un signal logique entre deux circuits isolés. Une diode électroluminescente transforme le signal logique en rayonnement optique, celui-ci est capté par une photodiode qui regenère le signal logique correspondant. Quatre lignes sont isolées par des photocoupleurs ; leur nom commence par la lettre «i» : iEN_SRCI, iSEND_PULSE, iSR_TX et iSR_CLK. Les avantages de l'isolation électrique sont expliqués à la section 2.7.1 (p. 89).

2.5.3 Source de courant

La source de courant génère l'impulsion de courant d'amplitude ajustable par le microcontrôleur et de durée fixe qui est appliquée aux tissus par une paire d'électrodes. Le circuit de la source de courant peut être divisé en deux : un convertisseur numérique-analogique (CNA) à accès sériel et un convertisseur tension-courant. Ce dernier est composé d'un amplificateur-opérationnel, d'un transistor NPN et d'une résistance (R). La figure 2.14 montre leur agencement.

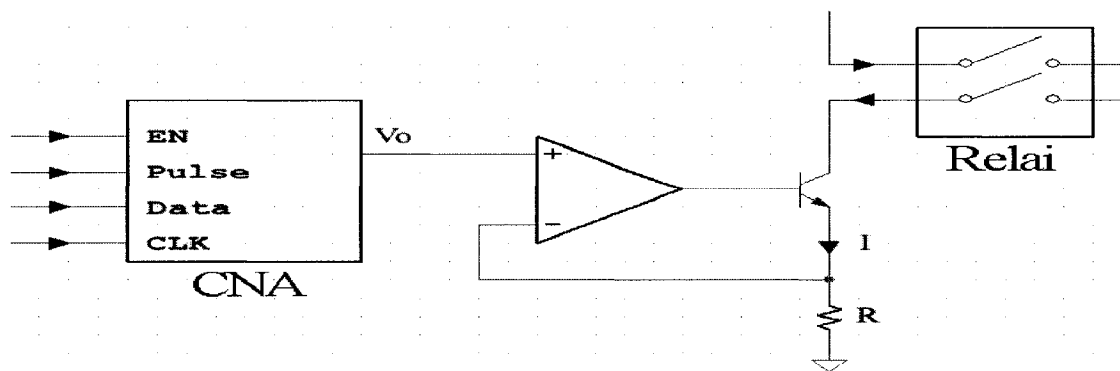


FIG. 2.14 Schéma bloc de la source de courant

Le convertisseur numérique-analogique (CNA) effectue la fonction inverse d'un CAN, c'est-à-dire qu'il transforme une donnée numérique en une tension analogique. Nous avons choisi ce CNA particulier, car il contient dans la même puce un amplificateur-opérationnel; ceci permet de simplifier le montage et de réduire la surface occupée par la source de courant sur la carte de prototypage. Le CNA utilisé ici a une résolution de 13 bits, il peut donc produire un signal analogique de 8192 niveaux différents dont l'amplitude va de zéro volt jusqu'à la tension présente à l'entrée **Pulse**. Cette tension sera convertie en courant par le convertisseur tension-courant.

Le μC programme l'intensité de courant souhaitée en utilisant les signaux `iEN_SRCI`, `iSR_TX` et `iSR_CLK`. Le diagramme temporel est donné à la figure 2.15; il suffit d'ajouter 3 bits «0» à la donnée de 13 bits, pour la scinder ensuite en deux octets. La transmission de ces deux octets s'effectue à la ligne 6, algo. 2.6 (p. 67), dans le pseudo-code du logiciel embarqué du μC .

Peu après l'exécution de la ligne 4 dans l'algorithme 2.9, le CNA voit arriver sur

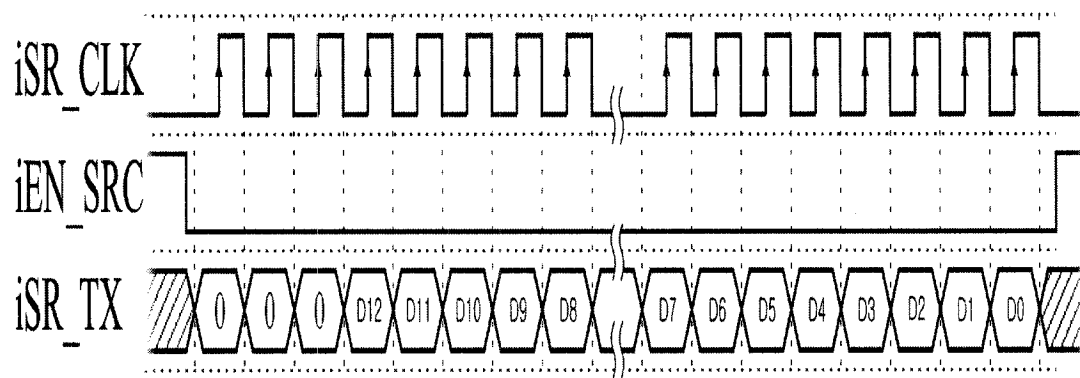


FIG. 2.15 Diagramme temporel de la communication SPI entre le CNA et le μC

son entrée **Pulse** le signal rectangulaire produit par le μC . L'amplitude de la tension produite à la sortie du CNA est donnée par la relation $V_O = V_{Pulse} * N/8192$, où N est la valeur binaire de 13 bits transmise au CNA. V_{Pulse} est une impulsion rectangulaire de niveaux 0 volt et 5 volts produite par le générateur d'impulsion.

Le convertisseur tension-courant transforme la tension V_O en un courant I . L'analyse du circuit de la figure 2.14 permet d'écrire :

$$A * (V_O - I * R) = V_{BE} + I * R \quad (2.2)$$

D'où on obtient,

$$I = \frac{A * V_O - V_{BE}}{(A + 1) * R} \quad (2.3)$$

où A est le gain en boucle ouverte de l'ampli-op, V_{BE} est la tension base-émetteur du transistor et R est la valeur de la résistance. En pratique, $A * V_O$ est beaucoup plus grand que V_{BE} ($\approx 0,7V$), l'équation se simplifie alors en :

$$I \approx \frac{V_O}{R} \quad (2.4)$$

Ces équations montrent que le courant I est, en première approximation, proportionnel à la tension V_O , d'où le nom de ce circuit.

Dans le Phonomyographe, on a choisi R de façon à limiter le courant I à 80 mA. La combinaison d'un CNA de 13 bits et du circuit convertisseur tension-courant permet ainsi 8192 intensités différentes de courant, dans la plage 0 à 80 mA.

2.5.4 Alimentation DC haute tension

Ce bloc d'alimentation fournit la tension DC nécessaire à la stimulation. Dans une impulsion à courant constant, une certaine quantité de charge électrique est transférée au patient par des électrodes. L'intensité du courant est contrôlée par le convertisseur tension-courant (SRC_I) décrit précédemment, mais l'énergie de l'impulsion provient d'une source de tension de quelques centaines de volts.

Au moment de la stimulation, un relais connecte deux électrodes placées sur le

patient au collecteur du transistor NPN et à l'alimentation haute tension (fig 2.14). Un courant I passe par le corps du patient en raison de la différence de potentiel aux bornes des électrodes. Le courant I passe aussi par la résistance R et produit une différence de potentiel $R * I$, qui est comparée à la tension de consigne V_O . L'amplificateur opérationnel ajuste la conductance du transistor pour que $V_O = R * I$. La différence de potentiel apparaissant aux bornes des électrodes est $V = Z * I$, où Z est l'impédance de l'interface électrode/peau en série avec l'impédance des tissus du corps. L'impédance des tissus est relativement faible, mais l'impédance de l'interface électrode/peau varie considérablement. Des études indiquent qu'elle peut varier de 10 k Ω à 5 M Ω (McAdams and Jossinet, 1991) d'un individu à l'autre. Elle dépend de l'épaisseur de l'épiderme, de la concentration de glandes sudoripares dans la région des électrodes et de la qualité de préparation de la peau. Si l'on veut faire passer un courant de 80 mA une source de 800V est nécessaire même dans le cas le plus favorable où $Z = 10$ k Ω .

Des tensions de cet ordre présentent un risque de blessures pour le patient et l'utilisateur, et ne sont pas utilisés dans les neurostimulateurs commerciaux. Un de ces appareils, le TOF-Watch®, fournit tout au plus 60 mA dans une résistance de 5 k Ω , l'équivalent de 300V, tandis que l'Innervator® de Fisher & Paykel peut, selon nos tests, produire une impulsion de 80 mA dans une résistance de 4 k Ω (équivalent de 320V). Pour le Phonomyographe, nous limitons l'alimentation DC haute tension à 250V. Bien entendu, il s'ensuit qu'une impulsion maximale de 80 mA ne peut être appliquée que si Z est inférieur à 3 k Ω . Ceci est réalisable avec une bonne préparation de la peau aux sites d'application des électrodes.

L'alimentation haute tension est contrôlée par le microcontrôleur (algo. 2.9) par le signal EN_TENSION. Le bloc d'alimentation est constitué d'un convertisseur statique (DC/DC converter), la sortie est donc électriquement isolée des circuits du module de contrôle grâce au transformateur interne du convertisseur.

2.5.5 Relais

Un relais de type commutateur bipolaire simple course (DPST), permet de connecter/disconnecter une paire d'électrodes de la sortie du stimulateur. La figure 2.16 montre le branchement du relais au système.

À la mise en marche du système, les interrupteurs sont ouverts et les électrodes

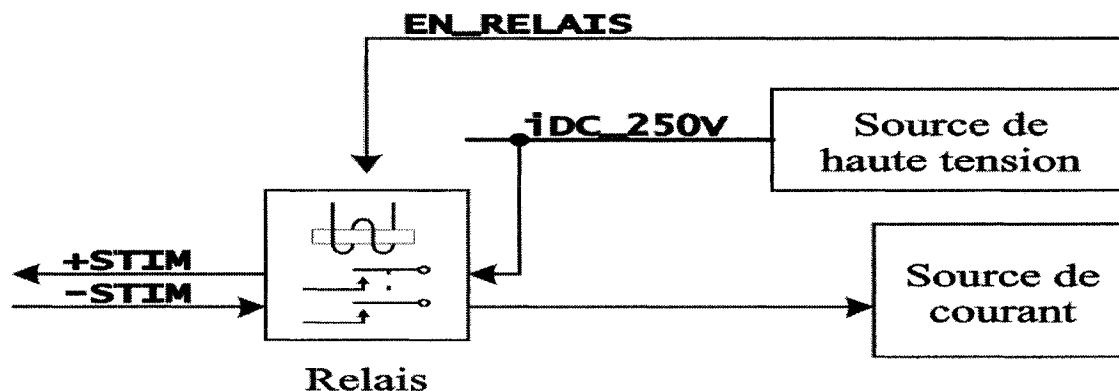


FIG. 2.16 Schéma du commutateur bipolaire simple course

sont débranchées du stimulateur. Le signal logique EN_REL AIS généré par le μC contrôle la fermeture des contacts. Puisque ce contrôle est assuré par un champ magnétique, la ligne EN_REL AIS est isolée électriquement du canal de stimulation.

Les moments de fermeture (ligne 2) et d'ouverture (ligne 7) des contacts du relais sont indiqués à l'algorithme 2.8, sa synchronisation à la source de haute tension est illustrée à la figure 2.17. La courbe supérieure montre l'activation (ligne 2) et la désactivation (ligne 6) de la source de tension lors d'un train-de-quatre, telles que mentionnées à l'algorithme 2.9 (p. 69). Après l'activation de la source, sa tension monte rapidement à 250V où le stimulus est immédiatement envoyé. Ensuite, la source est immédiatement désactivée et sa tension décroît rapidement vers 0V. La courbe inférieure montre que le commutateur se ferme ou s'ouvre seulement si la source haute tension est à 0V, nous évitons ainsi de créer des arcs électriques qui peuvent endommager les contacts du relais.

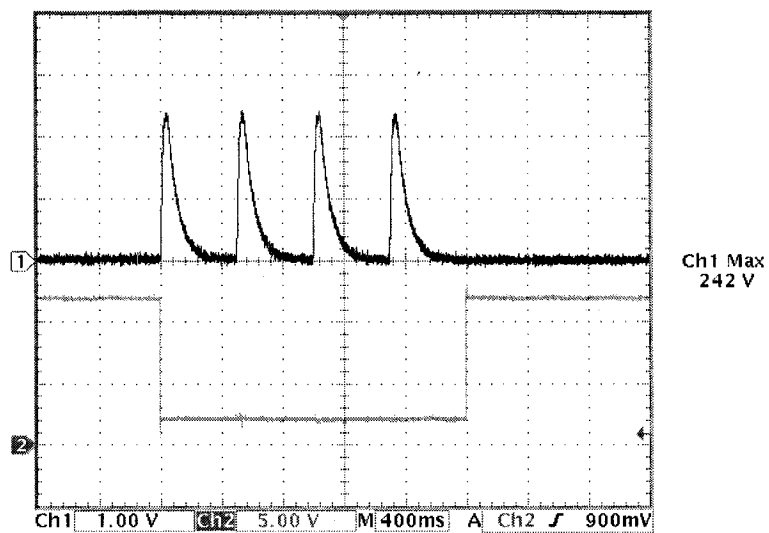


FIG. 2.17 Synchronisation de l'activation du relais et de la source de haute tension

2.5.6 Électrodes

Les électrodes forment l'interface entre le circuit électrique et le tissu biologique. Une description de leur comportement électrochimique dépasse le cadre de ce mémoire, mais on en trouve d'excellents traités dans plusieurs livres (Webster, 1998).

En pratique, nous utilisons des électrodes Ag/AgCl jetables du type utilisé pour l'enregistrement de l'électrocardiogramme (fig. 2.18).

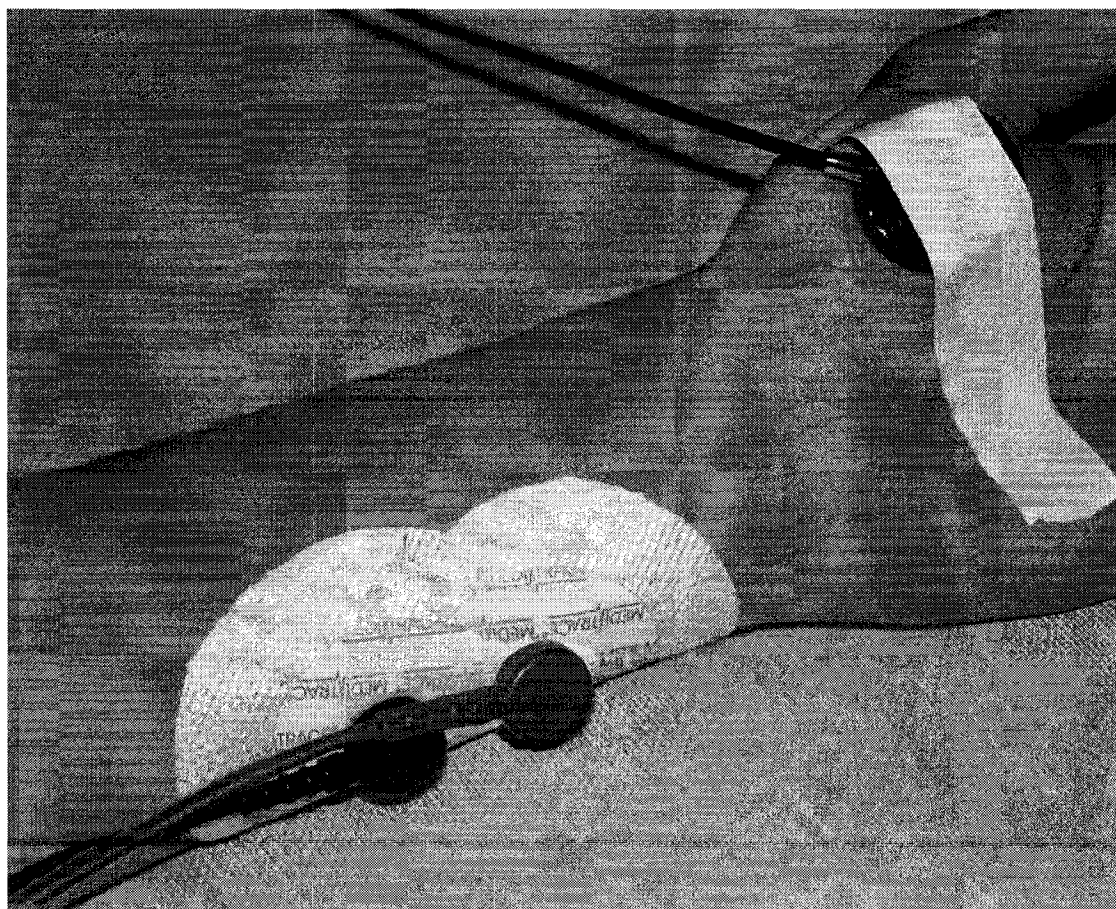


FIG. 2.18 Exemple de positionnement des électrodes de stimulation et du microphone pour la phonomyographie du muscle adducteur du pouce

2.6 Module d'acquisition

Les stimuli appliqués par les électrodes provoquent des secousses musculaires ; leurs ondes acoustiques sont converties en signaux électriques par les microphones et ces signaux sont acheminées au module d'acquisition. Ceci est illustré à la figure 2.19.

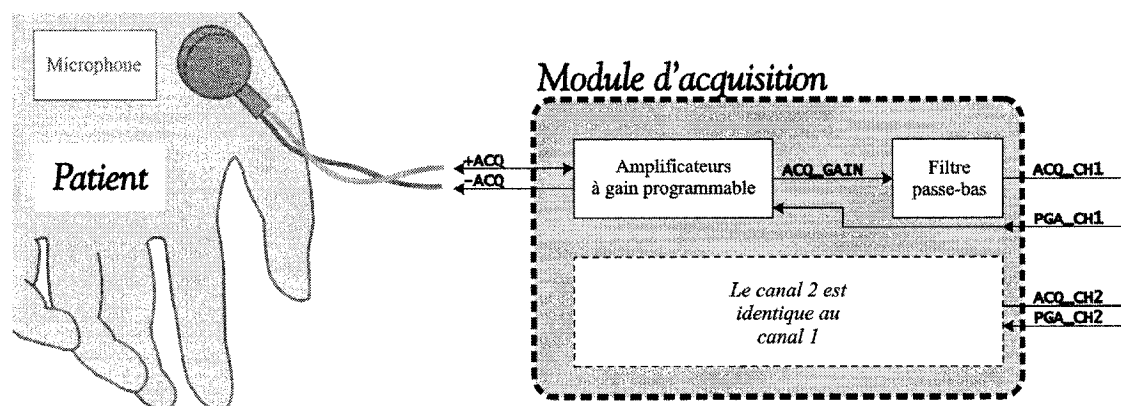


FIG. 2.19 Schéma bloc du module d'acquisition

Ce module contient deux canaux identiques qui effectuent le conditionnement analogique des signaux venant des microphones avant leur numérisation par le CAN. Nous présentons dans un premier temps les microphones, nous expliquons ensuite l'implémentation des deux parties du module : les amplificateurs à gain programmable et le filtre passe-bas.

2.6.1 Microphone

Afin de convertir en signal électrique les variations de pression transmises par le muscle, nous plaçons un microphone contre la peau, près de la source des ondes acoustiques.

Les sons produits durant la contraction musculaire sont de très basse fréquence. La limite inférieure du spectre serait de l'ordre de 1,9 Hz selon les études de Wee et Ashley (1989). Contrairement aux microphones utilisés dans les applications audios, conçus pour la plage 20 Hz à 20 kHz, le microphone de la figure 2.20 capte des ondes acoustiques dont le spectre se situe entre 2,5 Hz et 5 kHz. La réponse fréquentielle de ce type de microphone, le seul dont nous disposons durant ce projet, n'est pas bien connue en raison d'une documentation incomplète du fabricant. Puisque nous n'avons pas les équipements spécialisés pour la déterminer, les circuits de conditionnement de signal que nous avons conçu ne sont peut-être pas optimisés pour ce microphone.

Il s'agit d'un microphone piezo-électrique dont le diaphragme est couvert d'une

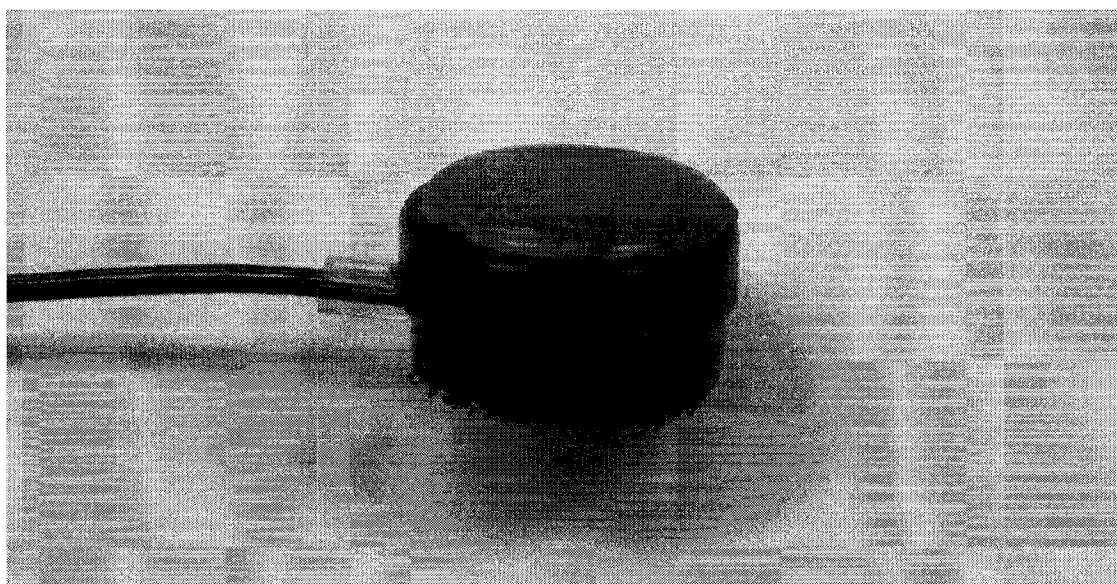


FIG. 2.20 Photographie du microphone utilisé

couche protectrice de gel. On constate la présence de bulles d'air dans le gel (partie supérieure du microphone de la figure 2.20) ; ceci semble commun aux autres microphones du même fabricant. L'effet de ces bulles sur les signaux est inconnu.

Lorsque ce microphone est utilisé pour la phonomyographie, l'amplitude du signal

produit est de plusieurs centaines de mV crête-à-crête. Originellement, le signal était transmis aux amplificateurs par un câble non-blindé à deux conducteurs. Ce dernier a été remplacé par un câble coaxial afin de réduire les interférences du secteur.

2.6.2 Amplificateurs à gain programmable

Nous utilisons deux amplificateurs en cascade pour conditionner le signal venant du microphone. Le gain total peut être modifié par quatre bits. La ligne 6 de l'algorithme 2.6 montre le moment où ces bits sont programmés par le μC .

Le premier circuit de la cascade est un amplificateur d'instrumentation. Ce type d'amplificateur différentiel a une impédance d'entrée et un taux de rejet du mode commun très élevés. Ces caractéristiques sont essentielles pour minimiser l'effet de signaux parasites communs aux deux entrées de l'amplificateur. Les deux bits de contrôle du gain permettent de choisir entre quatre gains fixes : 1, 2, 4 et 8 V/V.

Le deuxième circuit de la cascade est aussi un amplificateur à gain programmable mais à entrée simple (i.e. non différentielle). Deux bits permettent le choix de trois gains différents : 1, 10 et 100 V/V. La combinaison des deux amplificateurs offre 12 valeurs de gain allant de 1 à 800 V/V. Pour le microphone utilisé, le gain nécessaire est de 2 ou 4 V/V, avant l'injection du myorelaxant. La disponibilité d'une aussi grande plage de gains permet d'évaluer d'autres types de microphones. La valeur du gain sélectionné est contenue dans l'octet «gainCh1» du tableau 2.2.

2.6.3 Filtre passe-bas

Le signal sortant des amplificateurs à gain programmable est filtré par un filtre passe-bas de type Sallen-Key dont le circuit est illustré à la figure 2.21.

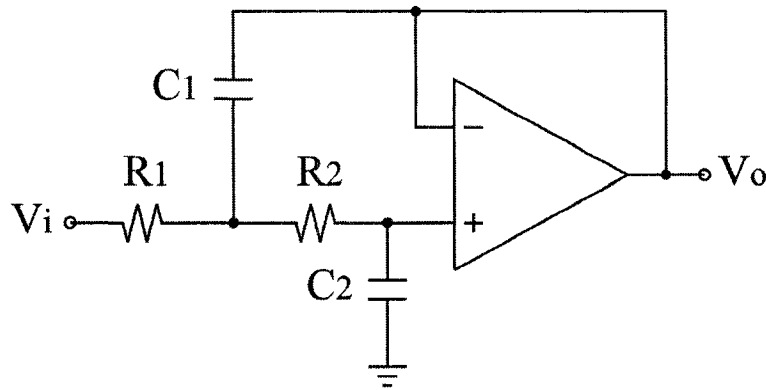


FIG. 2.21 Circuit du filtre passe-bas Sallen-Key

Ce filtre est d'ordre 2 et de gain unitaire. Sa fréquence de coupure à -3 dB est donnée par la relation :

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.5)$$

Le choix de la fréquence de coupure F_c est basé sur la fréquence d'échantillonnage f_e du système qui ne peut dépasser 512 Hz. F_c doit donc être inférieure à 256 Hz pour éviter le repliement spectral. Cependant, dû à la variabilité des muscles, le contenu fréquentiel des signaux acoustiques qu'ils produisent est inconnu. Nous savons que l'adducteur du pouce a un spectre limité à environ 50 Hz, mais qu'en est-il pour les autres muscles ? L'espace disponible sur la carte de prototypage du Phonomyographe ne nous a pas permis d'inclure des filtres à fréquence de coupure programmable.

Considérant ce qui précède, la fréquence de coupure du filtre a été fixée à 100

Hz comme valeur de compromis. L'atténuation à la fréquence de Nyquist $f_e/2$ est environ 17 dB seulement.

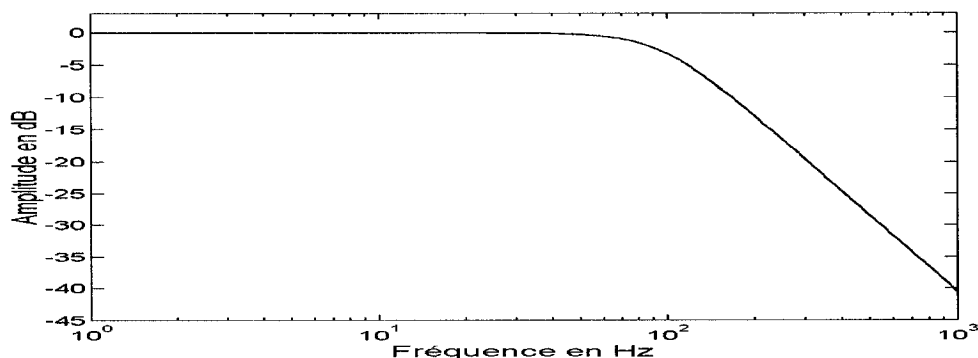


FIG. 2.22 Gain du filtre passe-bas d'ordre 2 en fonction de la fréquence. La fréquence de coupure à -3 dB est de 100 Hz.

2.7 Considérations sur la conception du système

Le système de phonomyographie étant destiné à la recherche clinique, sa conception exige une attention particulière. Outre la mise en place de mécanismes de protection du patient, l'extensibilité de l'architecture du système a été une considération importante pour assurer la continuité du projet. Ces deux aspects ont influencé significativement la réalisation des modules que nous avons présenté. Ces aspects font l'objet de descriptions plus détaillées aux paragraphes suivants.

2.7.1 Protection et sécurité du patient

Une attention particulière a été portée à la conception du circuit de neurostimulation, puisqu'il a le potentiel d'appliquer des impulsions de courant dont l'intensité est suffisante pour causer une douleur aiguë. Ceci nous a constamment forcé à remettre en question des décisions au niveau du design de l'appareil. Ainsi, nous

avons volontairement limité les performances de plusieurs composantes dans le but de réduire les risques qui résulteraient d'une panne ou d'une utilisation incorrecte de l'appareil.

Respect des caractéristiques électriques du stimulus

Dans le cadre de la neurostimulation, un stimulus a généralement une amplitude maximale de 80 mA et une durée fixe de 0,2 ms. Le respect de ces deux caractéristiques est implémenté à plusieurs niveaux. Tout d'abord, la valeur des paramètres de stimulation est limitée à la plage permise avant la transmission du tableau de paramètres au microcontrôleur. Une fois le tableau reçu par le μC , l'intégrité des paramètres est vérifiée par une somme de contrôle. Dans le circuit même, l'amplitude maximale du courant est limitée à 80 mA par une résistance. La fiabilité d'une résistance bien calculée est excellente et le mécanisme habituel de défaillance est qu'elle devienne un circuit-couvert, ce qui empêcherait le courant d'atteindre les électrodes. La durée de 0,2 ms vient du générateur d'impulsions et est indépendant du fonctionnement du μC . Enfin, une cascade de deux monostables impose un repos obligatoire de 400 ms entre deux stimuli. Cette durée est considérée sécuritaire étant donné que des délais plus courts sont autorisés en pratique, par exemple en stimulation double-salves (*double burst*) où le repos n'est que de 20 ms.

Isolation électrique

Dans une salle d'opération, un patient peut être connecté à plusieurs appareils simultanément. Lorsque deux appareils sont en contact avec le patient, un courant peut circuler d'un point à l'autre du corps à travers un organe important, tel que le coeur, augmentant les risques d'électrochocs. La solution consiste à isoler électriquement chaque appareil.

Le système de phonomyographie a six points de contact avec le patient : deux

microphones et quatre électrodes. Le couplage entre les microphones et la peau étant de nature acoustique, et le fait que les microphones soient dans des boîtiers de plastique assure l'isolation électrique des canaux d'acquisition relativement au patient. D'un autre côté, les canaux de stimulation sont électriquement reliés au patient par les électrodes. L'isolation électrique de ces canaux est assurée par des photocoupleurs. Tel que décrit aux sections 2.5.2, 2.5.4 et 2.5.5, les photocoupleurs, l'alimentation DC à haute tension et le relais comportent tous deux parties distinctes où les échanges avec le module de contrôle sont réalisés soit par voie optique ou magnétique.

Par ailleurs, le Phonomyographe ne peut fonctionner qu'avec la batterie installée à l'intérieur du boîtier. L'appareil est donc électriquement «flottant» par rapport au secteur et aux autres instruments. Bien qu'il soit possible de le relier au secteur durant la recharge de la batterie, par l'entremise d'un adaptateur AC/DC de type médical, un commutateur force l'utilisateur à déconnecter les modules de la batterie. Il est donc impossible de faire fonctionner l'appareil durant la recharge.

Enfin, le Phonomyographe est relié à un ordinateur portable durant les essais cliniques. Il est possible d'alimenter l'ordinateur par le secteur, mais le montage approuvé par la CSA⁵ pour les essais cliniques interdit une telle connexion. L'ordinateur doit être alimenté par sa batterie interne. Ainsi, l'ensemble du système reste électriquement isolé du secteur.

Suppression des stimuli inattendus

Le relais décrit à la section 2.5.5 permet de brancher les électrodes au stimulateur seulement durant une salve de stimuli. L'objectif de ce mécanisme est de réduire la possibilité d'électrochocs en cas de mauvais fonctionnement du système. Il a

⁵ Association canadienne de normalisation (*Canadian Standards Association*)

peu d'utilité en temps normal, car la source de courant interrompt elle-même ses impulsions.

Pour assurer davantage la sécurité du patient l'alimentation à haute tension (250 V) est désactivée après chaque stimulus. Ainsi, aucune énergie n'est disponible durant la période de repos entre les salves. La séquence d'activation de cette alimentation haute tension est décrite à l'algorithme 2.9.

2.7.2 Modularité de l'architecture

Un aspect original du système est le monitoring simultané de deux muscles différents, il permet une évaluation plus complète du niveau d'anesthésie que les neurostimulateurs à un seul canal. Évidemment, un plus grand nombre de canaux améliorerait cet aspect. La possibilité de comparer, dans le cadre de recherches cliniques, le comportement de plusieurs muscles est très attirante. Dès le début, nous avons orienté nos décisions pour faciliter l'ajout de canaux lors d'une révision éventuelle du système. Le convertisseur analogique-numérique choisi est déjà prêt à recevoir quatre signaux. Pour acquérir les signaux de deux microphones supplémentaires, il suffit de dupliquer les circuits d'un canal d'acquisition.

L'ajout d'autres canaux de stimulation est aussi possible. Le schéma bloc du Phonomyographe (p. 62) montre que les deux canaux actuels partagent les mêmes connexions au module de contrôle, sauf un bit d'activation : `EN_CH1` ou `EN_CH2`. Cette structure permet d'utiliser une seule broche de raccordement additionnelle par canal supplémentaire. Le design actuel limite donc les modifications qui seront nécessaires lorsqu'on souhaitera étendre les fonctions du Phonomyographe.

2.8 Résumé

Nous avons décrit dans ce chapitre le développement du système de phonomyographie, le fonctionnement des modules et l'interaction entre les composantes. Ce prototype propose une approche originale au problème de monitoring, il regroupe les circuits électroniques dans un seul appareil externe pour simplifier le montage, il permet aussi le contrôle de cet appareil par une interface graphique. En comparaison aux appareils de monitoring commerciaux, le système développé durant ce projet de maîtrise introduit plusieurs fonctions nouvelles et utiles, telles que l'affichage des données en temps réel, le tracé des courbes de tendance et l'intégration de deux canaux de stimulation indépendants. Les mesures expérimentales sur la performance des modules et les données des essais cliniques sont décrites au chapitre suivant.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS ET DISCUSSION

Nous avons expliqué le fonctionnement du système de phonomyographie dans le chapitre précédent, nous présentons maintenant des résultats démontrant sa performance réelle. Les sujets traités concernent entre autres les caractéristiques physiques, la consommation électrique, les courbes de tendance, l'efficacité du filtre numérique, la précision des stimuli, les gains analogiques réels et la variation de la fréquence d'échantillonnage. Après la description de la méthodologie expérimentale, les données obtenues sont regroupées selon le module auquel elles se rapportent ; quant aux résultats qui proviennent de l'ensemble du système, ils sont détaillés dans une section indépendante. Les discussions des problèmes rencontrées et les suggestions d'améliorations sont aussi décrites. En dernier lieu, nous présentons les résultats de deux essais *in vivo* du système de phonomyographie.

3.1 Méthodologie d'expérimentation

Afin d'élucider pour le lecteur les circonstances où les résultats ont été obtenus, nous décrivons dans cette section les équipements et les méthodes utilisés dans l'acquisition et le traitement des données.

3.1.1 Fantôme simulant l'interface électrode/peau

Il a été mentionné à la section 2.5.4 que l'impédance de l'interface électrode/peau est très élevée et qu'elle varie considérablement d'un individu à l'autre. En fait, dû

à la composante capacitive formée par l'épiderme, l'impédance varie aussi selon la fréquence du stimulus. Lors d'essais en laboratoire, nous avons utilisé un fantôme d'impédance qui simule le comportement électrique de l'interface électrode/peau. La variabilité de l'impédance est ignorée pour simplifier le design du fantôme. Ce circuit est constitué du réseau d'éléments passifs suivant (Hewson et al., 2003) :

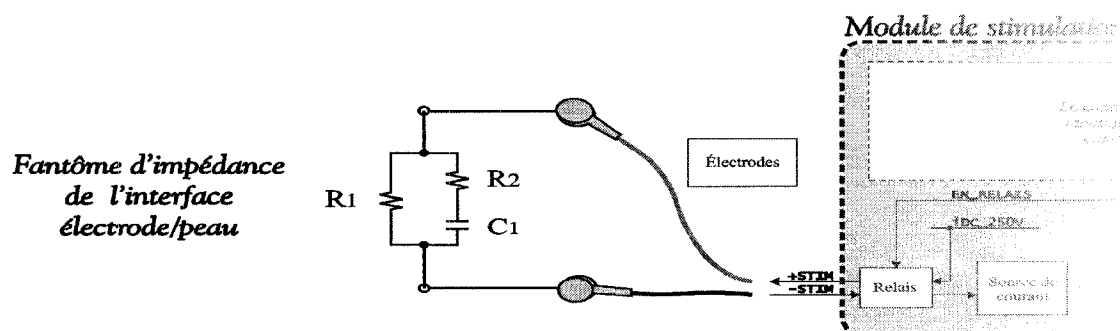


FIG. 3.1 Schéma électrique du fantôme d'impédance

Le réseau formé de R_1 , R_2 et C_1 simule la dépendance de l'impédance d'interface électrode/peau à la fréquence. R_1 représente la résistance de la peau à une tension continue, elle contribue grandement à la variabilité de l'impédance entre les patients. La valeur de R_1 se situe généralement entre 10 k Ω et 5 M Ω .

L'impédance d'un condensateur s'écrit : $j\omega/C_{reel}$, tandis que la capacité formée par l'épiderme de la peau s'écrit : $(j\omega/C_{peau})^{0,8}$. À cause de l'exposant 0,8, on ne peut modéliser exactement l'impédance de la peau par une combinaison de résistances et de condensateurs, on doit alors approximer globalement sa réponse électrique. Dans notre fantôme, nous utilisons $R_1 = 21,5$ k Ω , $R_2 = 205$ Ω et $C_1 = 100$ nF. La réponse en fréquence de ce réseau est indiquée par les courbes en trait plein à la figure 3.2.

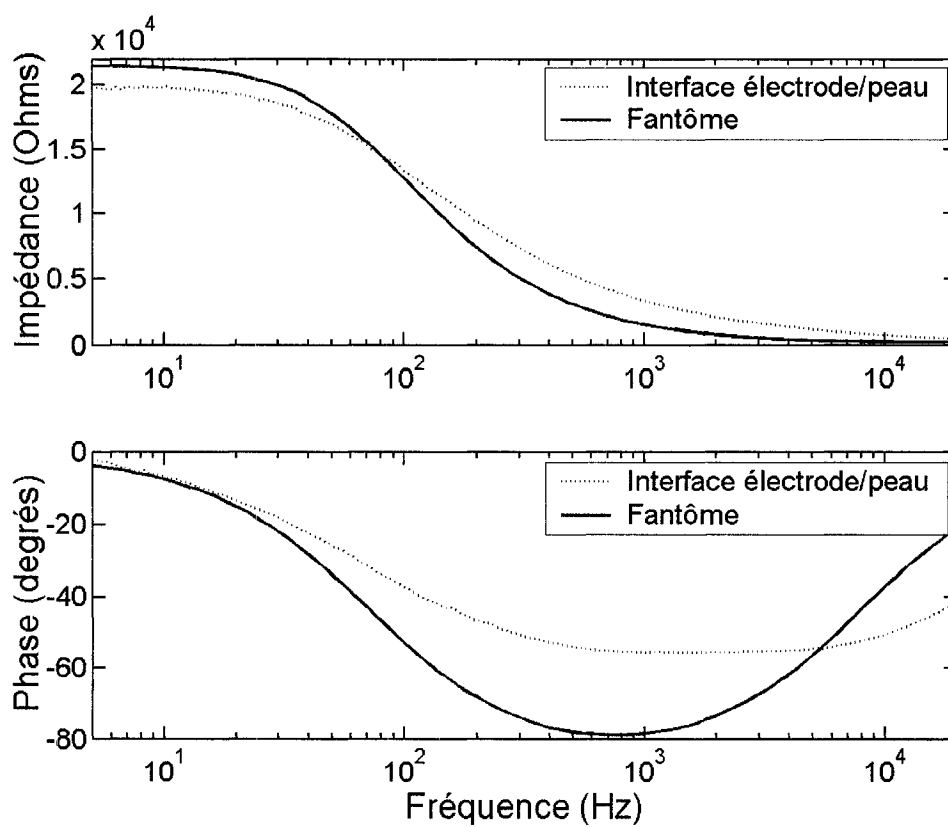


FIG. 3.2 Comparaison de la réponse en fréquence de l'interface électrode/peau et celle du fantôme

La courbe en pointillé est l'impédance mesurée d'un patient avec l'analyseur d'impédance HP4194A de Hewlett-Packard. L'analyseur est connecté à deux électrodes jetables placées sur le poignet, tel qu'illustré à la figure 2.18 (p. 84). Les valeurs de R_1 , R_2 et C_1 ont été choisies pour avoir une réponse fréquentielle proche de celle de l'interface électrode/peau. Ce fantôme est utilisé pour la plupart des tests en laboratoire du Phonomyographe (voir figures 3.16 et 3.18).

3.1.2 Appareillage

Oscilloscope numérique

Deux appareils ont été utilisés pour acquérir les données présentées dans ce chapitre. Les données de contractions musculaires proviennent des fichiers *.MAT* sauvegardés par l'interface graphique du Phonomyographe, tandis que les tracés de signaux électriques ont été enregistrées à l'aide d'un oscilloscope numérique à deux canaux (Tektronix TDS 30528). Cet oscilloscope peut enregistrer une image exacte de son écran et générer un fichier contenant les données illustrées, ce fichier peut ensuite être lu et analysé avec Matlab®.

Station de travail

La vitesse d'exécution de l'interface graphique dépend de l'ordinateur hôte. Les essais de performance ont été effectués avec un PC ayant une unité centrale Pentium III 800MHz et 512 MO de RAM. La résolution de l'écran était fixée à 1024 par 768 pixels. L'environnement virtuel dans lequel s'exécutait l'interface graphique était Java™ 2 Standard Edition 1.4.1 fonctionnant sous Windows XP. Nous utilisons un ordinateur portable plus rapide pour les essais cliniques (Pentium M 1,70GHz et 512MO de RAM), on peut ainsi considérer que les performances du système de phonomyographie lors d'essais cliniques seront toujours meilleures que les résultats

présentés dans ce chapitre (voir section 3.3.1).

3.1.3 Analyse numérique et tracé des graphiques

Les données présentées dans ce mémoire ont été analysées en temps différé à l'aide de fonctions écrites en Matlab® . Ce logiciel nous permet d'extraire les données des fichiers *.MAT*, d'appliquer le filtre coupe-bande optimisé et de tracer les mêmes courbes de tendance que l'interface graphique. Puisqu'il n'est pas toujours pratique de sauvegarder des images de l'écran lors d'essais cliniques, la flexibilité et l'extensibilité de l'analyse en temps différé sont très avantageuses.

3.2 Système global

3.2.1 Caractéristiques physiques

Le système de myographie acoustique développé durant ce projet de maîtrise est illustré à la figure 3.3. Son interface graphique s'exécute sur l'ordinateur hôte et est interprétée par l'environnement virtuel de Java (*Java Virtual Machine*). Cet environnement permet à l'interface graphique de fonctionner avec divers systèmes d'exploitation et architectures d'ordinateurs. Le système pourra ainsi être supporté par les nouvelles générations d'ordinateurs. On profitera donc de l'évolution des PC pour améliorer continuellement les performances de l'interface graphique. On pourra aussi diminuer l'environnement du système en choisissant des ordinateurs plus compacts et plus légers.



FIG. 3.3 Vue d'ensemble du système de myographie acoustique

Les modules de contrôle, de stimulation et d'acquisition sont contenus dans le boîtier illustré à gauche du PC. Le câble qui relie le PC au boîtier est un adaptateur USB/RS-232. Du point de vue de l'interface graphique, cet adaptateur se comporte comme un port RS-232 même s'il est connecté à un port USB de l'ordinateur.

Durant les essais, on utilise habituellement deux microphones et deux paires d'électrodes connectés au panneau avant du Phonomyographe par quatre câbles mesurant plus d'un mètre de longueur chacun.

La figure 3.4 montre le panneau arrière du Phonomyographe et l'adaptateur AD/DC qui sert à recharger la batterie interne.

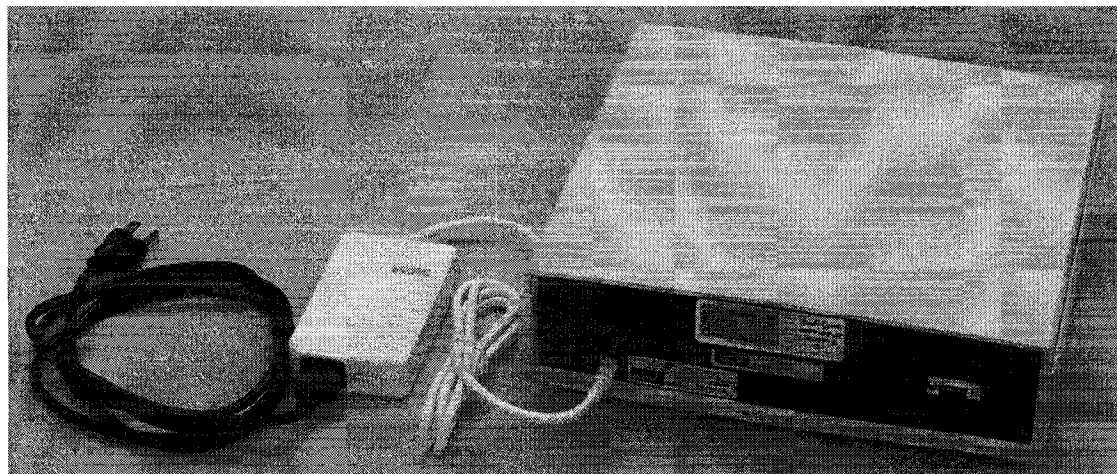


FIG. 3.4 Vue de l'adaptateur AC/DC de grade médical pour la recharge de la batterie

Cet adaptateur de type médical satisfait aux normes *UL2601-1* ; son courant de fuite est de $45 \mu A$ et il fonctionne pour les alimentations de 100 à 240 VAC (47 à 63 Hz).

Le boîtier du Phonomyographe mesure 20 cm par 40 cm par 42 cm. Sans l'ordinateur portable et les câbles, la masse de l'appareil est de 3,86 kg (8,5 livres) dont environ 58% vient de sa batterie au plomb.

La figure 3.5 montre l'intérieur du Phonomyographe. Les modules de contrôle (C), de stimulation (S) et d'acquisition (A) forment les parties encadrées de l'image. Les composantes sont interconnectées par la technique dite *wire-wrap*. Les interconnexions ont toutes été faites à la main. L'objet situé à droite dans le boîtier est la batterie au plomb. Celle-ci a été enveloppée avec un tissu plastifié pour contenir toute fuite accidentelle de l'électrolyte.

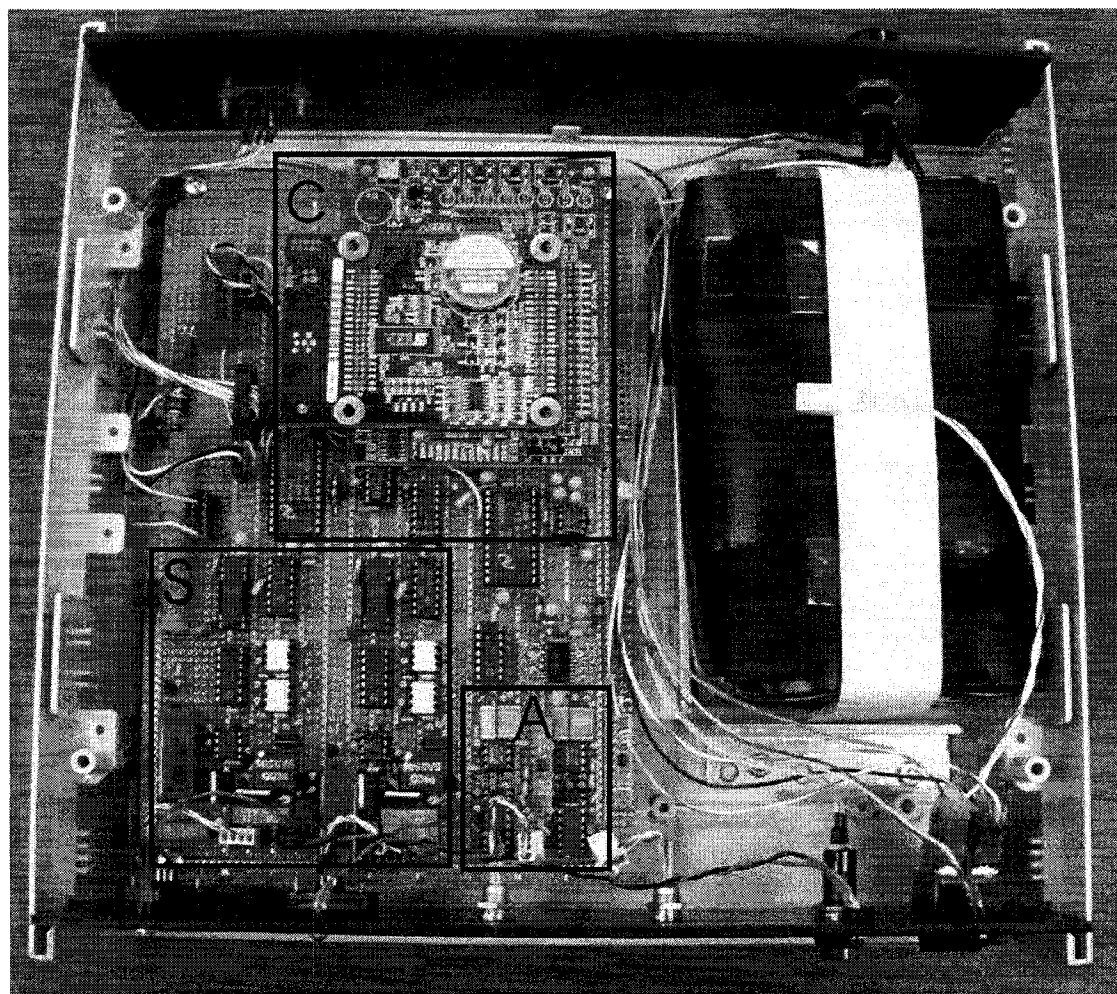


FIG. 3.5 Vue intérieure des circuits du Phonomyographe

3.2.2 Consommation électrique

En substituant la batterie par un bloc d'alimentation externe, nous avons pu mesurer le courant requis pour le fonctionnement du Phonomyographe. La consommation moyenne est environ 240 mA. Ce courant augmente brièvement à plus de 250 mA lorsque les sources de haute tension sont activées (p. 83); c'est-à-dire à chaque fois que des stimuli sont générés.

3.2.3 Temps de recharge de la batterie

Un circuit dans le Phonomyographe permet de recharger la batterie. Ce circuit est activé lorsqu'un commutateur du panneau avant est mis à la position de recharge (p. 91). Le taux de recharge est inversement proportionnel à la charge restante dans la batterie, c'est-à-dire que le courant de recharge est maximal au début, mais tend vers zéro lorsque la tension de la batterie atteint le seuil désigné. Ce mécanisme permet d'éviter la surcharge de la batterie si l'utilisateur oublie de déconnecter l'adaptateur AC/DC. Présentement, le seuil maximum de recharge est fixé en dessous de la capacité maximale de la batterie, afin d'utiliser l'adaptateur AC/DC de type médical que nous avons et de simplifier le circuit de recharge. Si l'on désire éventuellement se servir de toute la capacité de la batterie, on devra modifier le circuit de recharge et se procurer un adaptateur AC/DC ayant une tension de sortie plus haute.

3.2.4 Durée opérationnelle

Le protocole expérimental approuvé par la CSA¹ permet l'utilisation clinique du Phonomyographe seulement s'il est connecté à un ordinateur portatif alimenté par sa propre batterie. Lorsque la batterie au plomb du Phonomyographe est rechargée, elle permet une autonomie de fonctionnement de 5,5 heures. Par contre, les batteries des ordinateurs portatifs durent généralement moins de 3,5 heures, l'autonomie du système est donc essentiellement limitée par l'ordinateur portatif. Cette durée est suffisante pour la plupart des essais cliniques. Si l'on souhaite prolonger l'autonomie du système, on peut considérer l'une de ces alternatives :

- Éteindre l'ordinateur portatif pour changer sa batterie et commencer une nou-

¹Canadian Standards Association

velle séance d'acquisition.

- Se procurer des batteries externes pour l'ordinateur. La capacité de ces batteries peut être beaucoup plus grande que celle de la batterie interne.
- Faire approuver par la CSA l'utilisation d'un transformateur d'isolation pour alimenter l'ordinateur portable à partir du secteur.

Concernant la première option, l'interface graphique ne peut pour le moment lire un fichier Matlab d'une séance précédente pour annexer les données à celles de la séance courante. Par conséquent, on ne peut reconstituer les courbes de tendance si l'interface graphique a été arrêtée et fermée. Pour la dernière option, le transformateur d'isolation a le désavantage de rendre le système de phonomyographie moins portable; il peut aussi augmenter les interférences du secteur.

3.3 Interface graphique

3.3.1 Affichage en temps réel des signaux acoustiques

Tel que mentionné à la section 2.3.7, les données acquises sont affichées en temps réel par l'interface graphique (p. 57). Ces graphiques sont actualisés 13,8 fois par seconde lorsque «acqRelative» (voir tableau de la page 53) égale un. Par contre, le taux de rafraîchissement augmente à 18,3 Hz lorsque «acqRelative» égale 10. En diminuant la fréquence d'échantillonnage durant le repos on accélère le rafraîchissement de l'écran. À 13,8 Hz, l'utilisateur peut remarquer une baisse dans la fluidité du défilement de données, mais cette fréquence suffit quand même à la visualisation de ces graphiques. L'ordinateur hôte est la station de travail mentionnée à la section 3.1.2.

3.3.2 Tracé des courbes de tendance

À la section 2.3.8, nous avons décrit les problèmes rencontrés dans la production des courbes de tendance et les solutions qui ont été proposées. Nous présentons ici un exemple de courbes du T_{max} et du ratio TOF :

Les données présentées dans ces figures sont obtenues lors d'une opération chirur-

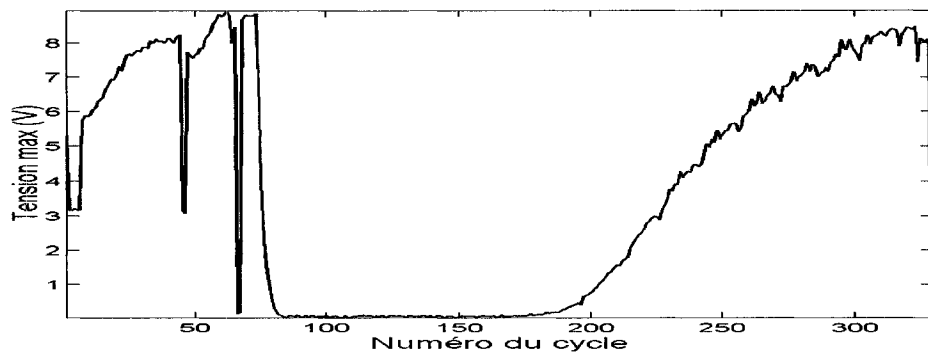


FIG. 3.6 Évolution de l'amplitude maximale des contractions (T_{max})

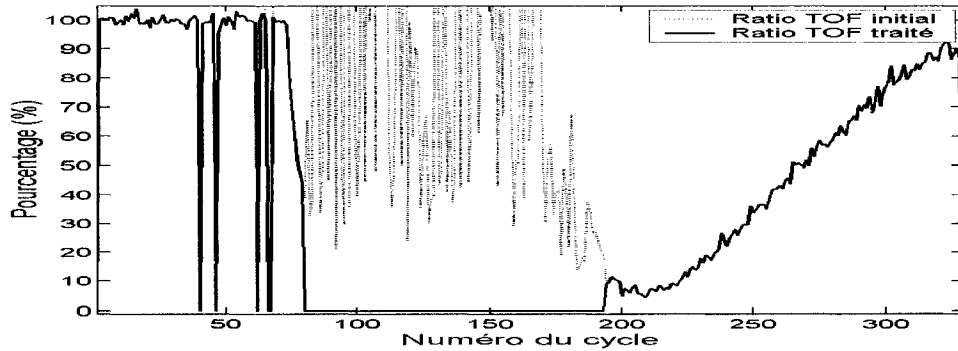


FIG. 3.7 Courbe expérimentale du ratio TOF

gicale où chaque cycle de stimulation dure 12 secondes. Les courbes en trait plein sont tracées avec Matlab, celles-ci sont les mêmes que les courbes illustrées dans l'interface graphique. On voit la présence d'artéfacts aux 40^e et 65^e cycles. Ce type d'artéfacts est généralement causé par un mouvement du microphone ou de la par-

tie du corps du patient située près des microphones, ou l'interruption temporaire de l'interface graphique par les cliniciens. La relaxation musculaire est clairement visible sur les deux courbes, elle correspond à la chute d'amplitude après le 70^e cycle. On observe aussi que la récupération, qui commence au 180^e cycle, s'étale sur une longue durée tel que décrit dans la littérature. La figure 3.7 montre l'évolution du ratio TOF lors du même essai clinique. Nous y avons ajouté en pointillé ce qui arrive en présence des problèmes de division expliqués à la page 58. Le mécanisme utilisé pour éliminer ces artéfacts est de forcer à zéro les valeurs de la courbe réelle afin de ne pas nuire à l'interprétation des tendances.

3.3.3 Filtre numérique

Dans la section 2.3.6, nous avons signalé la nécessité de réduire les interférences du secteur par un filtre coupe-bande. Nous avons aussi illustré à la figure 2.6 l'exemple d'un signal acoustique contaminé par un signal parasite excessif.

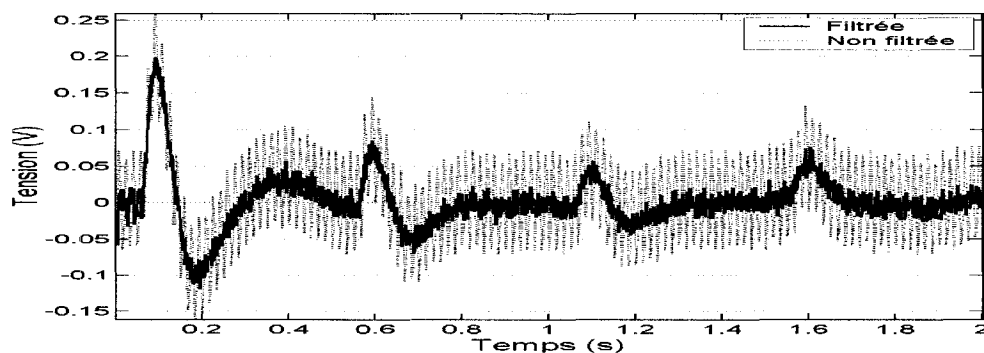


FIG. 3.8 Signal filtré d'une réponse à un train-de-quatre

Lorsqu'on emploie le filtre à coefficients optimisés de l'interface graphique, on réussit à atténuer fortement l'interférence de 60 Hz provenant du secteur. On distingue

alors plus aisément les quatre contractions musculaires. Il reste cependant certains bruits à des fréquences autres que 60 Hz ; ce sont en partie des bruits de quantification du convertisseur analogique-numérique. Ces bruits deviennent visibles lorsque l'amplitude des contractions est comparable à la résolution du CAN. La seule solution disponible à l'utilisateur est d'augmenter le gain analogique par le menu défilant approprié de l'interface graphique .

Le filtre coupe-bande de l'interface graphique peut être activé/désactivé en temps réel, sans arrêter la séance d'acquisition. La figure suivante montre l'effet de l'activation du filtre pendant 6 contractions volontaires.

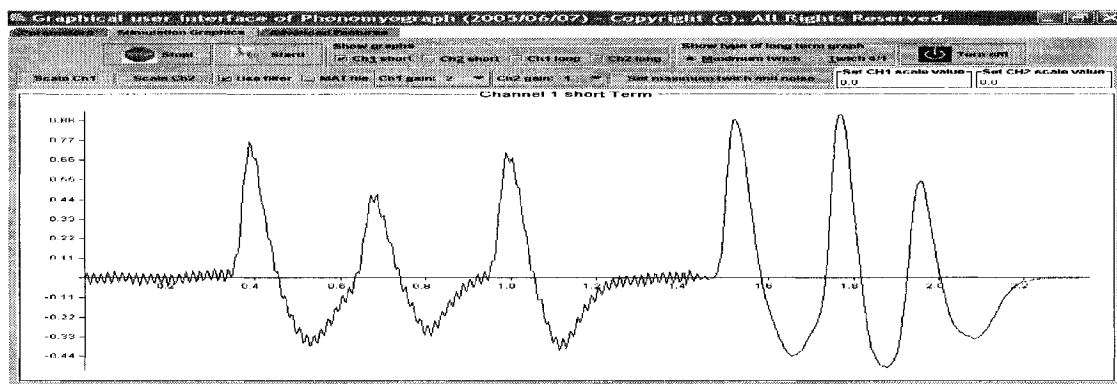


FIG. 3.9 Effet du filtrage en temps réel des composantes spectrales autour de 60 Hz

Le filtre coupe-bande est peu efficace pour éliminer les interférences qui ne sont pas à la fréquence du secteur. Les mesures acquises durant la relaxation profonde sont parfois entachées de bruits provenant des pulsations cardiaques, tel que montré par la figure 3.10. Ces battements sont une cause d'artéfacts dans les courbes du ratio TOF, car leur amplitude peut dépasser celle des contractions durant un blocage neuromusculaire avancé. De plus, si un battement cardiaque apparaît durant T4 et non durant T1, le ratio $T4/T1$ dépasserait 100%. Étant donné que le spectre de ces

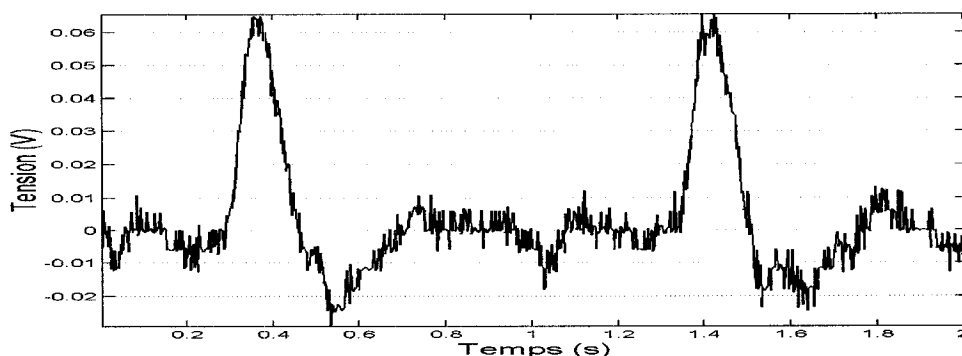


FIG. 3.10 Exemple de bruits cardiaques non affectés par le filtre coupe-bande optimisé

bruits cardiaques est concentré entre 0,5 et 10 Hz, il est difficile de les distinguer des contractions musculaires. Les filtres basés sur le spectre des contractions peut être inefficace pour éliminer les battements cardiaques. Pour l'instant, nous n'avons pas besoin d'une grande précision dans la courbe du ratio TOF pendant la relaxation profonde ; toutefois, si la réduction des bruits cardiaques devient essentielle, nous suggérons d'explorer l'utilisation de filtres adaptatifs.

3.4 Module de contrôle

3.4.1 Linéarité du convertisseur analogique-numérique

La précision des données dépend non seulement de la résolution du CAN ; c'est-à-dire du nombre de bits représentant chacune des données, elle est aussi influencée par la linéarité du mécanisme d'encodage. Pour évaluer la linéarité de la conversion, nous avons comparé les données produites par le CAN aux mesures du signal d'entrée prises avec un voltmètre de précision. L'instrument utilisé est un *Fluke 12 Digital Multimeter*, dont l'incertitude sur les mesures de tension dans la plage -5 à $+5$ V est inférieure à 2%. La courbe expérimentale et la droite théorique sont

illustrées à la figure 3.11.

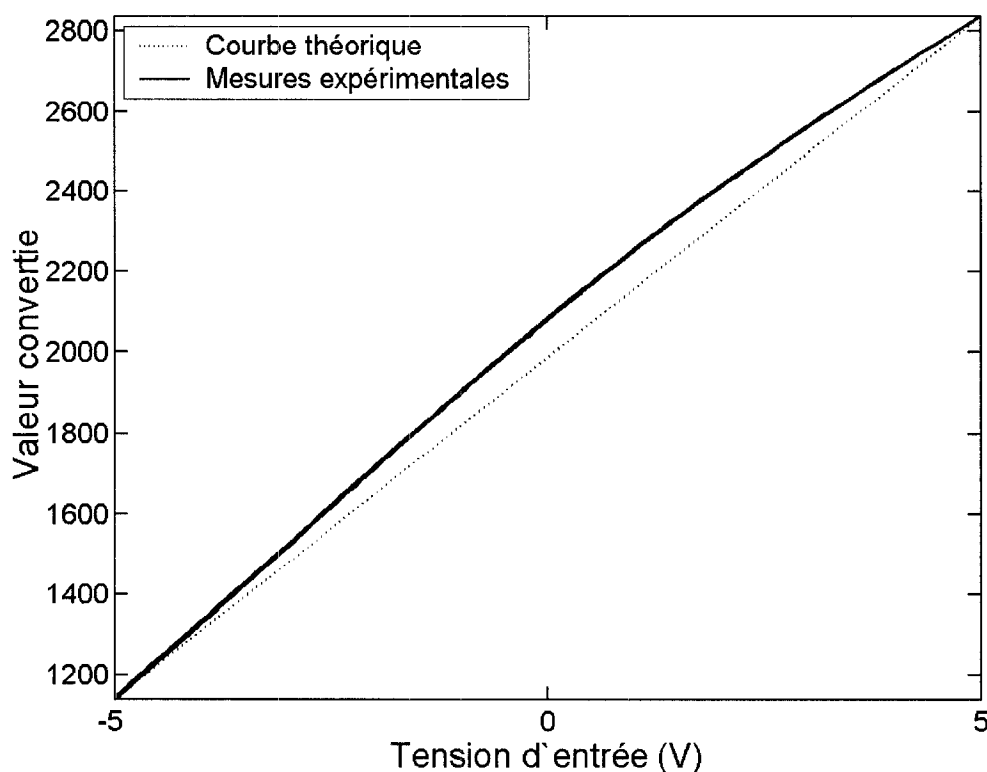


FIG. 3.11 Comparaison entre la linéarité idéale et expérimentale du CAN

Ce graphique montre que le CAN utilisé a tendance à surestimer les tensions proches de zéro ; son erreur absolue est d'environ 5% dans le pire cas et elle a peu d'influence sur la forme temporelle des signaux de contraction musculaire. De plus, cet écart avec les valeurs théoriques n'est pas critique dans le tracé des courbes de tendance, car le calcul de l'amplitude d'une contraction implique une soustraction entre la tension maximale et la tension minimale, autour de 0V (à la région centrale de la figure 3.11), ce qui compense en partie pour ce type de non linéarité du CAN. Présentement, nous ne compensons pas pour cette imperfection pour deux raisons : elle n'a pas de conséquence majeure pour le monitoring de la relaxation et les autres

puces de ce modèle de CAN pourraient présenter des courbes de non linéarité différentes.

3.4.2 Résolution du CAN

Le signal à l'entrée du CAN provient du filtre passe-bas analogique (section 2.6.3), et sa tension couvre la plage -5V à +5V. Ces limites sont imposées par les tensions d'alimentation du filtre et ne peuvent pas être facilement modifiées.

Le convertisseur que nous employons peut recevoir à l'entrée un signal dépassant les limites de son alimentation sans subir de dommage. Cependant, cette tolérance est un inconvénient : les 12 bits étant répartis entre -10V et +10V, nous perdons un bit de résolution. Les résultats expérimentaux indiquent que la résolution du CAN n'est pas uniforme sur la plage -5V à +5V, cette plage est en réalité divisée en 1697 pas de quantification, soit moins que la moitié (2048) du nombre de divisions d'un CAN idéal de 12 bits. Le pas moyen de quantification est donc de 5,98 mV.

Nous pensons que cette distribution non uniforme du pas de quantification explique en grande partie la non linéarité du CAN (p. 107) : en commençant par le -10V, le pas de quantification est très petit au début, mais devient de plus en plus grand lorsque la tension s'approche de +10V. Ce comportement donnerait la forme de la courbe expérimentale de la figure 3.11. Malgré une précision modeste, notre système se compare favorablement aux appareils commerciaux et au prototype réalisé à l'Hotel-Dieu ; dans le premier cas il n'y a aucun affichage des valeurs numériques de la contraction, et dans le deuxième le CAN est limité à 8 bits avec un pas de quantification de 39,06 mV.

3.4.3 Fréquence d'échantillonnage

Le microcontrôleur du module de contrôle détermine la fréquence d'échantillonnage du CAN. À la section 2.3.7 (p. 56), nous avons décrit les méthodes employées pour réduire la charge de calcul dans l'interface graphique. L'une de ces méthodes consiste à échantillonner les signaux à une fréquence plus faible durant la période de repos (représentée par f_{repos}) entre deux salves de stimuli. Puisqu'il n'y a pas de contractions musculaires durant cet intervalle, cette réduction ne cause aucune perte de qualité dans l'analyse des données de contractions musculaires.

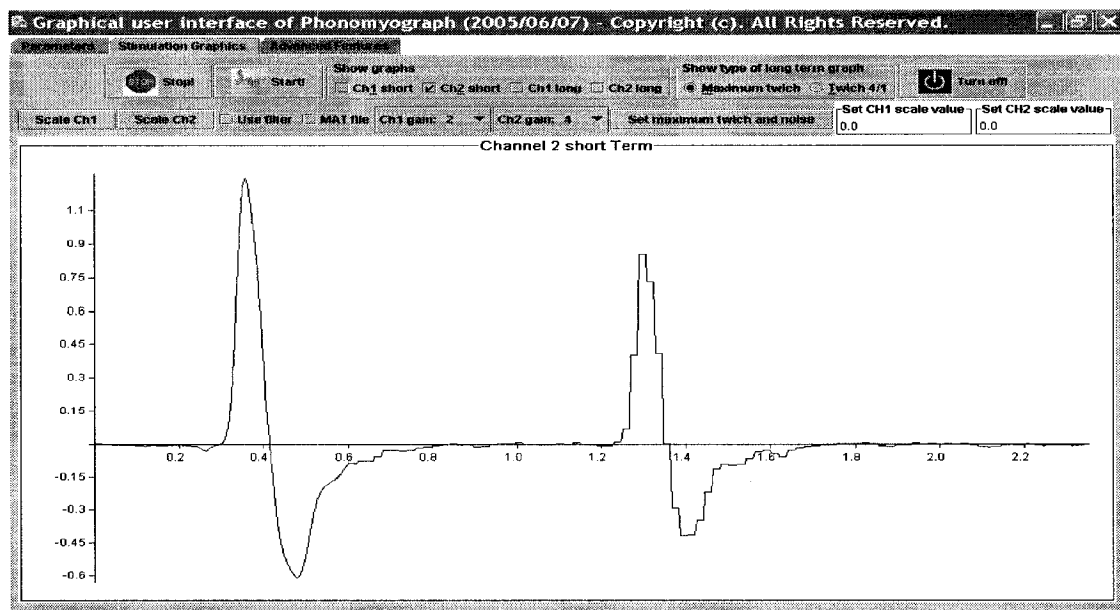


FIG. 3.12 Effet du changement de fréquence d'échantillonnage de 512 Hz à 51,2 Hz. L'axe x représente le temps en secondes, y est la tension en Volts.

Sur la figure 3.12, on observe deux contractions volontaires. La période de repos commence à 0,6 s. Le changement de fréquence d'échantillonnage à f_{repos} (51,2 Hz) montre clairement la répétition de données par l'interface graphique pour maintenir la cohérence temporelle. Ceci permet l'exécution de l'interface graphique sur des

ordinateurs très lents. Pour un ordinateur plus rapide que notre station de travail, il n'est pas nécessaire de réduire f_{repos} en dessous de 256 Hz. À cette fréquence, on ne peut détecter à l'oeil nu une dégradation dans la qualité de l'affichage.

En mesurant la fréquence d'activation/désactivation du CAN avec un oscilloscope numérique, nous trouvons que $f_{normale}$ est en moyenne 516 Hz, soit moins d'un pourcent plus rapide que la valeur de 512 Hz désirée. Par contre, l'écart-type de $f_{normale}$ est 39,6 Hz, c'est-à-dire environ 8%. Cette variabilité contribue aux bruits de quantification mais son effet est difficile à évaluer. La cause de la variabilité est le délai d'exécution de la boucle **répéter**. Nous avons mentionné à la page 68 que chaque passage de cette boucle prend normalement 1 ms. Même si ce délai diminue durant la période d'attente entre deux acquisitions, la boucle **répéter** prend au minimum quelques centaines de microsecondes selon les résultats, ce qui augmente la variabilité de la fréquence d'échantillonnage.

Pour le monitoring du blocage neuromusculaire, on s'intéresse principalement à l'amplitude des ondes acoustiques d'une contraction musculaire; pour des ondes qui contiennent surtout des basses fréquences, les variations de $f_{normale}$ ont peu d'influence sur le calcul de l'amplitude. Néanmoins, si on veut utiliser éventuellement les informations supplémentaires apportées par l'analyse fréquentielle des contractions, nous suggérons d'augmenter la fréquence d'échantillonnage et d'améliorer sa précision. On peut y parvenir en choisissant un microcontrôleur plus rapide ou, si l'on tient absolument à garder le même μC , connecter le convertisseur analogique-numérique à un oscillateur externe piloté par un cristal de quartz, qui peut initier des acquisitions à une fréquence très précise.

3.5 Module de stimulation

3.5.1 Caractéristiques des stimuli

La figure 3.13 montre la relation temporelle entre les stimuli d'un train-de-quatre et les contractions musculaires qui en résultent. Les électrodes excitent le nerf cubital situé sur l'avant bras, à environ 5 cm du poignet.

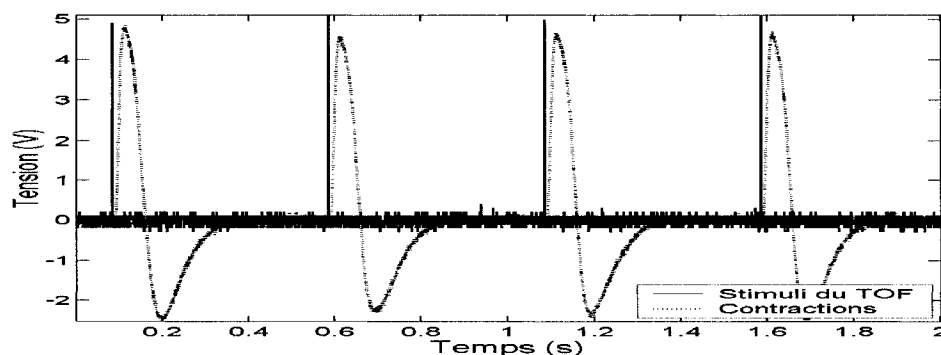


FIG. 3.13 Correspondance temporelle entre les stimuli d'un train-de-quatre et les contractions musculaires provoquées

Le format et les caractéristiques temporelles des salves de stimuli sont standardisés. Les neurostimulateurs commerciaux suivent ces conventions, ce qui facilite l'évaluation de la relaxation musculaire et la comparaison des méthodes de monitoring de la relaxation. Les impulsions de courant produites par le module de stimulation doivent donc aussi respecter ces conventions.

En mesurant avec l'oscilloscope numérique vingt stimuli de 80 mA, on a déterminé que la moyenne de leur durée est 201 μs avec un écart-type de 2,4 μs . Selon nous, ces valeurs sont suffisamment proches de la durée de 200 μs requise. Les effets des variations de durée sur la contraction musculaire ne sont pas perceptibles dans

nos données. Toutefois, si l'on souhaite obtenir des stimuli plus constants, nous suggérons de remplacer R_{ex} et C_{ex} (section 2.4.4) par des composantes de précision (des résistances de 0,1% et des condensateurs de 2% de tolérance sont disponibles) afin de réduire les fluctuations thermiques.

Pour la durée du repos entre les stimuli d'un train-de-quatre, la valeur moyenne est 500 ms et l'écart-type 0,65 ms. Puisque l'erreur est inférieure à 1%, nous considérons que le microcontrôleur produit cet intervalle avec assez de précision.

3.5.2 Modification des paramètres

Il est possible de contrôler certains paramètres de stimulation à partir de l'interface graphique. Lors de la conception de celle-ci, nous avons limité l'amplitude maximale du courant pouvant être appliqué au patient à 80 mA peu importe le choix que fait l'utilisateur. Nous avons aussi réduit les amplitudes réelles des stimuli pour qu'elles ne dépassent pas les amplitudes choisies (p. 43). En mesurant vingt stimuli de 80 mA avec l'oscilloscope TDS30528, nous obtenons une amplitude moyenne de 77 mA avec un écart-type de 1 mA. En supposant que l'amplitude suit une distribution gaussienne, on peut affirmer qu'environ 99,9% (trois fois l'écart-type) des stimuli restent inférieurs à la limite de 80 mA.

En variant les amplitudes de 5 à 80 mA, avec un incrément de 5 mA, on obtient les stimuli montrés à la figure 3.14. Notez cependant que chacune de ces impulsions est la moyenne des quatre impulsions d'un train-de-quatre. Cette opération réduit le bruit et facilite la visualisation des transitoires. On voit que l'amplitude des stimuli varie proportionnellement à la valeur demandée. Pour les amplitudes inférieures à 30 mA, la transitoire peut dépasser légèrement la valeur attendue, mais cette imprécision ne constitue pas un problème compte tenu la courte durée

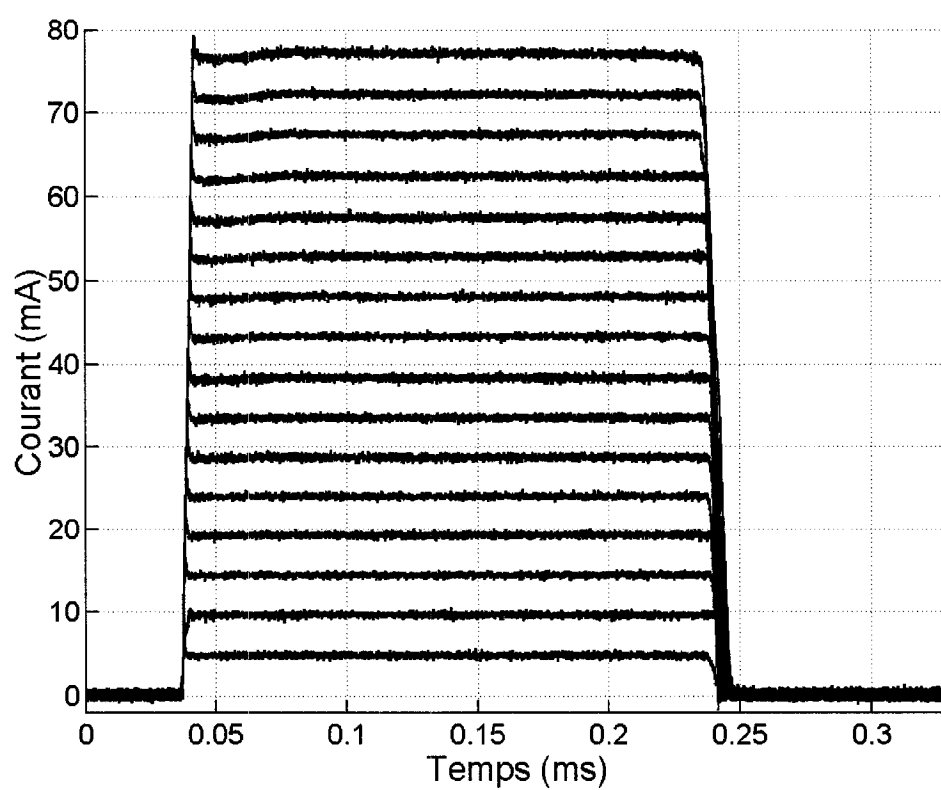


FIG. 3.14 Forme moyenne de 16 stimuli distincts dont les intensités varient de 5 à 80 mA par incréments de 5 mA

des transitoires.

Concernant les choix du type de stimulation (impulsion singulière ou train-de-quatre) et de la précision de la durée du repos entre deux salves de stimuli, ils produisent le format et les délais désirés. Les imprécisions dans la durée du repos sont négligeables.

3.5.3 Compliance des neurostimulateurs

La compliance d'une source de courant est sa capacité de produire un courant d'amplitude égale à la valeur demandée dans des charges d'impédance variable. Un neurostimulateur a une grande compliance lorsqu'il peut fournir un courant de 80 mA aux électrodes même si l'impédance de l'interface électrode/peau est très grande. La compliance des canaux de stimulation du Phonomyographe dépend de la tension de leur alimentation DC. Pour chaque canal, une source de tension charge un condensateur qui sert de réservoir d'énergie. Cette source détermine la tension maximale des stimuli (p. 80). Pour réduire les risques d'électrochocs, la source haute tension a été limitée à 250V. En remplaçant le patient par des résistances de 2000 et 4000 Ω connectées entre les électrodes, on obtient les signaux montrés à la figure 3.15 lorsque le courant est maximal.

Avec une résistance de 1000 Ω , la tension serait restée constante durant tout le stimulus. À 2000 Ω , l'alimentation DC haute tension produit le voltage requis pour un stimulus de 80 mA, mais ne peut la maintenir pendant 200 μs . Pour une résistance de 4000 Ω , on obtient une tension maximale s'approchant de 250 V, au lieu de la tension théorique de 320 V.

La figure 3.15 montre deux limites de notre neurostimulateur. Premièrement, pour

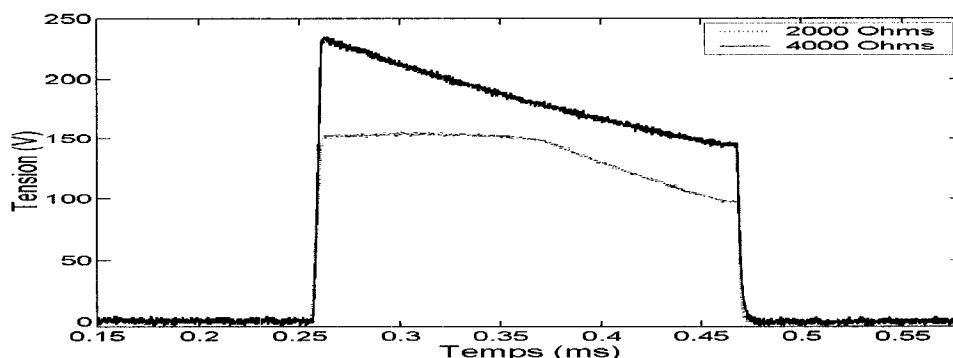


FIG. 3.15 Tension apparaissant aux bornes d'une résistance de 2000 ou de 4000 Ω pour un stimulus de 80 mA. La résistance est placée entre les deux électrodes du neurostimulateur.

des résistances supérieure à environ 3000 Ω , la limite que nous avons imposée sur la tension maximale est trop sévère pour que le stimulus atteigne 80 mA. Deuxièmement, la charge accumulée dans le condensateur lié à la source est insuffisante pour maintenir l'amplitude du stimulus durant 200 μs .

Notez que les essais précédents utilisent uniquement une résistance pure, tandis que l'interface électrode/peau comporte aussi une composante capacitive. La courbe en pointillé de la page 96 montre que l'impédance de cette interface diminue à quelques centaines d'ohms en hautes fréquences. Ainsi, la compliance requise lors d'essais *in vivo* est moins élevée. En comparant le Phonomyographe à un neurostimulateur commercial lors d'essais avec le fantôme d'impédance, nous obtenons les courbes de tension de la figure 3.16.

On voit que la forme de l'impulsion n'est pas celle d'une onde rectangulaire de 200 μs ; le signal monte rapidement mais décroît graduellement sur une période de quelques dizaines de millisecondes. Cette forme est normale, car l'impédance de charge contient une composante capacitive. Sur la figure 3.16, la tension maximale atteinte par les neurostimulateurs est 150 V. Cela signifie que la limite de 250 V

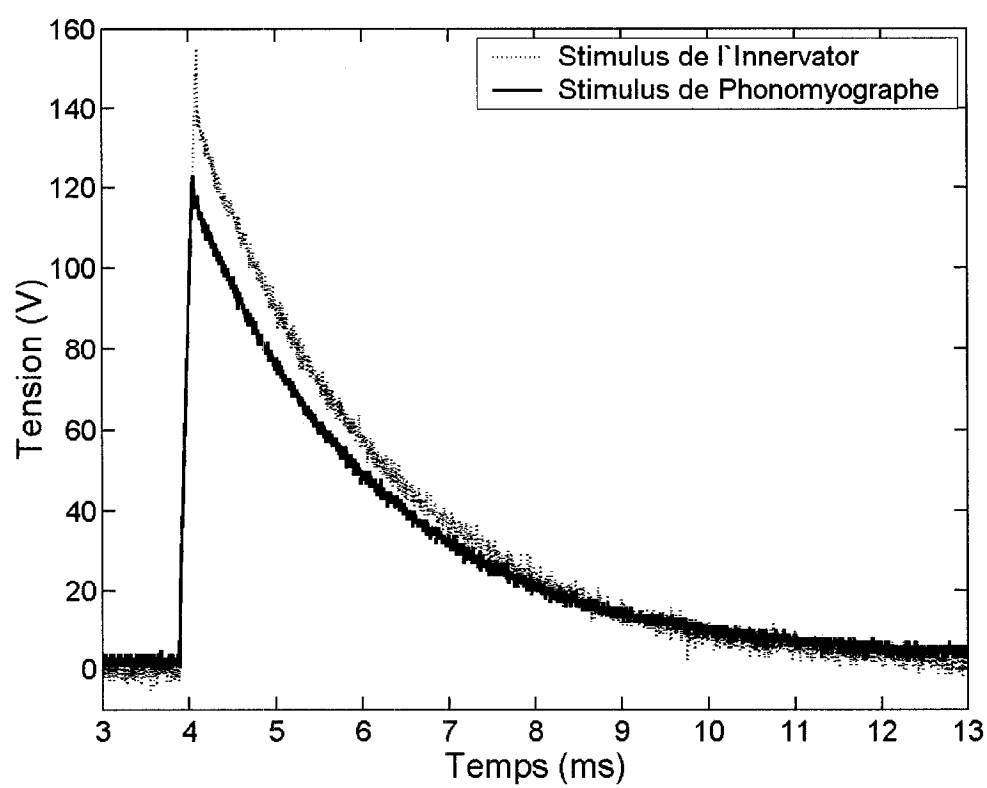


FIG. 3.16 Comparaison de la compliance entre le module de stimulation du Phonomyographe et le neurostimulateur *Innervator*® de Fisher & Paykel

du Phonomyographe suffit pour les essais effectués sur le fantôme ou sur des sujets humains. La cause de l'écart observé entre les deux courbes de tension est la capacité limitée du réservoir d'énergie de notre source d'alimentation DC.

Il arrive rarement que les cliniciens aient besoin de plus de 60 mA lors d'essais *in vivo*, c'est pourquoi la compliance actuelle du Phonomyographe est suffisante pour la majorité des muscles situés près de la surface du corps. Cependant, s'il devenait nécessaire d'utiliser fréquemment des courants plus élevés, on pourrait augmenter la compliance de l'alimentation DC haute tension en utilisant un plus grand condensateur dans le circuit d'alimentation haute tension.

3.5.4 Courants de fuite

Nous avons mentionné à la section *Isolation électrique* de la page 90 que les canaux de stimulation sont individuellement isolés. L'isolation électrique permet de réduire le courant parasite qui circule d'un canal de stimulation à un autre canal en traversant le corps du patient. En combinant deux fantômes d'impédance et en les reliant par une résistance de 100 Ω , qui représente la résistance moyenne des tissus du corps, on peut évaluer l'amplitude du courant de fuite en mesurant la différence de potentiel aux bornes de la résistance. La figure 3.17 illustre ce montage.

Lors des essais, les deux canaux de stimulation ont été configurés pour produire des stimuli d'amplitude différente, l'un à 80 mA et l'autre à 0 mA, de façon à créer un débalancement aux bornes de la résistance représentant les tissus internes. Si l'isolation des deux canaux de stimulation était insuffisante, on mesurerait une brève augmentation de la différence de potentiel aux bornes de la résistance. Les trois courbes de la figure 3.18 montrent respectivement la tension à la borne positive,

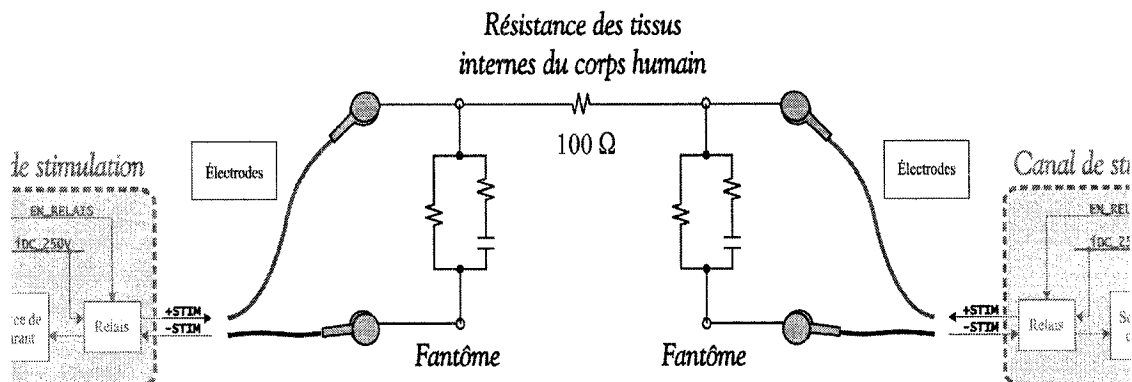


FIG. 3.17 Montage pour la vérification du courant de fuite

négative et la différence de ces tensions.

Les deux flèches en haut de la figure 3.18 indiquent le début et la fin d'un stimulus de $200 \mu s$. On voit sur les deux premières courbes que la tension à chacune des bornes de la résistance fluctue légèrement dans le même sens que le front montant ou descendant de l'impulsion. La troisième courbe est obtenue en soustrayant la deuxième courbe de la première ; on ne peut y observer de changements significatifs. Le courant de fuite est donc assez faible pour être complètement masqué par le bruit qui peut avoir été capté par les sondes de l'oscilloscope. Notez que chacune des deux premières courbes est une moyenne de 16 essais.

Il existe un autre type de courant de fuite qui circule du Phonomyographe à la masse du secteur ; même si cette dernière n'est pas reliée au Phonomyographe. Ce type de courant peut être présent en raison du couplage capacitif inévitable entre l'appareil et les lignes du secteur. Nous ne possédons pas d'équipements adéquats pour mesurer ce courant, mais il devrait être assez faible à cause de l'alimentation par batterie du Phonomyographe et de l'isolation électrique des canaux de stimulation.

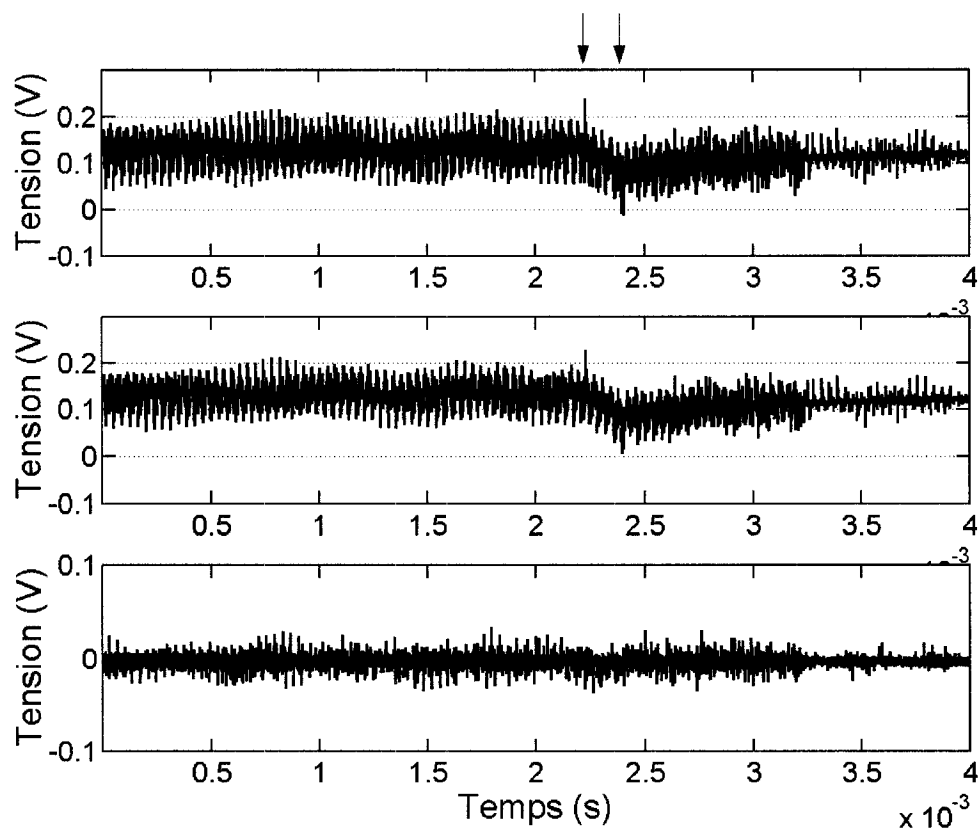


FIG. 3.18 Tensions à chacune des bornes de la résistance reliant deux fantômes d'impédance, relativement à la masse, ainsi que la différence de ces tensions

3.6 Module d'acquisition

3.6.1 Gains analogiques réels

Le module d'acquisition amplifie et filtre les signaux provenant des microphones. Le gain appliqué au signal analogique peut être choisi par l'interface graphique (p. 87). La fréquence de coupure du filtre passe-bas analogique correspond bien à la fréquence de coupure prédite par les calculs. Par contre, nous avons trouvé que les gains appliqués au signal des microphones sont différents des gains prévus.

Pour mesurer les gains réels, nous avons branché à la place du microphone un générateur de signaux sinusoïdaux d'amplitude crête-à-crête connue, et comparé cette amplitude à celle du signal sortant de la cascade d'amplificateurs. Les spécifications de l'amplificateur d'instrumentation mentionnent des gains de 1, 2, 4 ou 8 V/V, nos essais indiquent des gains réels de 1, 1,8, 3,3 et 6,4 V/V. Le deuxième amplificateur a des gains théoriques de 1, 10 et 100 V/V, ils correspondent aux gains mesurés expérimentalement.

Les erreurs de gain sont facilement corrigées dans l'interface graphique mais nécessitent une étape de calibration pour chaque Phonomyographe qui sera construit, car l'erreur sur le gain réel peut être différente entre les puces du même modèle d'amplificateur. Curieusement, cette discordance avec les valeurs théoriques apporte un avantage, car les 12 choix possibles sont maintenant étalés entre 1 et 640 V/V au lieu de 1 à 800 V/V, et on n'utilise presque jamais des gains supérieurs à 200 V/V. On a donc un peu plus de précision dans la plage dynamique la plus utilisée. Présentement, le gain approprié doit être estimé par les utilisateurs, il faut aussi arrêter la séance d'acquisition pour chaque modification de gain. Malheureusement, les utilisateurs n'ont pas toujours le temps durant l'opération ou la connaissance complète du fonctionnement du système pour faire rapidement ces ajustements

dans l'interface graphique. Nous suggérons donc de rendre automatique le réglage des gains dans une future version de l'interface graphique.

3.7 Résultats d'essais cliniques

Le système de phonomyographie que nous avons construit est suffisamment fiable pour être utilisé en salle d'opération ; on a obtenu l'approbation du comité d'éthique du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) ainsi que celle de la CSA pour des essais *in vivo*. Afin de donner au lecteur une meilleure idée des données obtenues durant une séance de monitoring de la relaxation, nous présentons aux figures suivantes les résultats d'enregistrement réalisés sur deux patients.

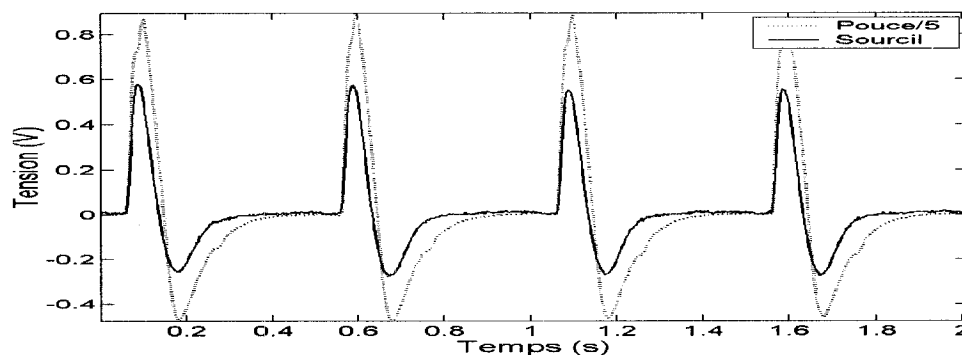


FIG. 3.19 Quatre contractions consécutives du muscle adducteur du pouce et du muscle corrugateur du sourcil. Le signal provenant du pouce a été divisé par 5.

La figure 3.19 montre les contractions de deux muscles squelettiques, elles correspondent à la réponse à un train-de-quatre juste avant l'injection de l'agent de blocage neuromusculaire. L'amplitude des contractions du muscle sourcilier est généralement beaucoup plus petite que celle du pouce ; c'est pourquoi nous avons divisé toutes les données provenant du pouce par un facteur cinq pour faciliter la

comparaison avec les contractions du muscle sourcilier. On voit aussi que la réponse du sourcil dure moins longtemps que celle du pouce, nous spéculons que la différence de masse et de taille de ces muscles peut avoir contribué à la différence de durée des ondes acoustiques produites.

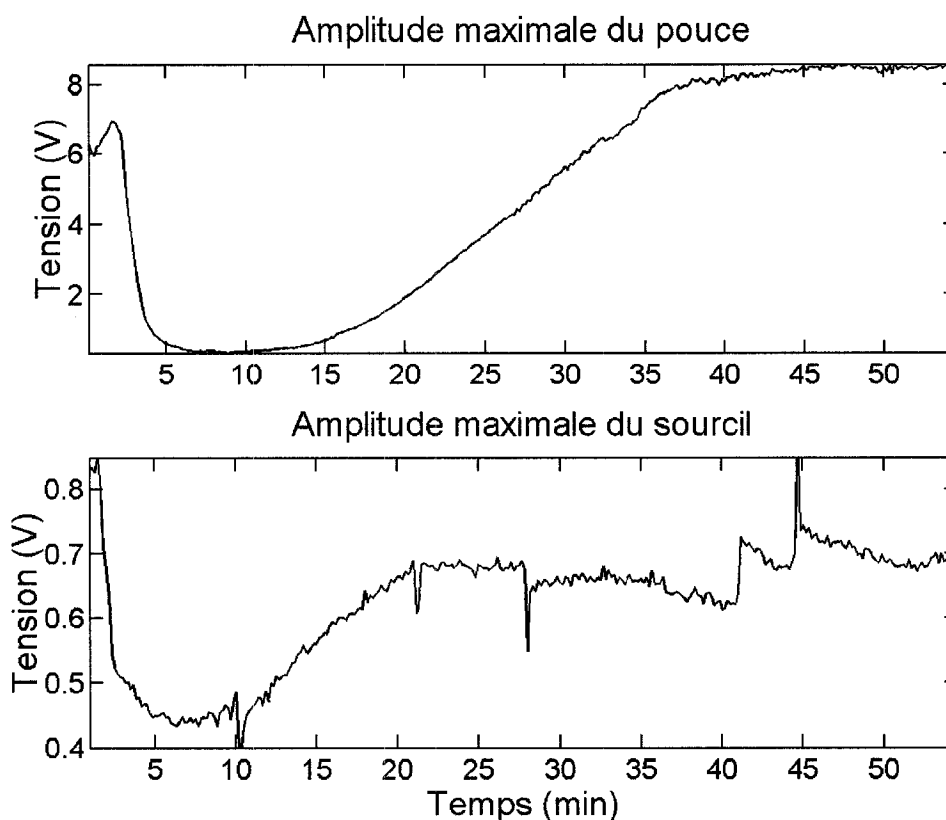


FIG. 3.20 Courbes de tendance de l'amplitude (T_{max})

La figure 3.20 montre l'évolution de l'amplitude des contractions à partir de l'injection du myorelaxant jusqu'à la récupération. Chaque donnée de ces deux graphiques est l'amplitude de la réponse à un train-de-quatre. Sur la courbe T_{max} du pouce, on voit une légère croissance dans les 2 premières minutes due à un effet de facilitation par la stimulation électrique, suivie d'une chute rapide due à l'action du myorelaxant, pour se terminer par une récupération graduelle des fonctions musculaires.

Sur la courbe T_{max} du muscle sourcilier, on observe que ce dernier semble répondre plus rapidement au myorelaxant, sa récupération commence aussi plus tôt que l'adducteur du pouce tel que décrit par Hermmerling et al. (2003). La différence de la relaxation et de la récupération de ces muscles est aussi illustrée sur la courbe de tendance du ratio TOF.

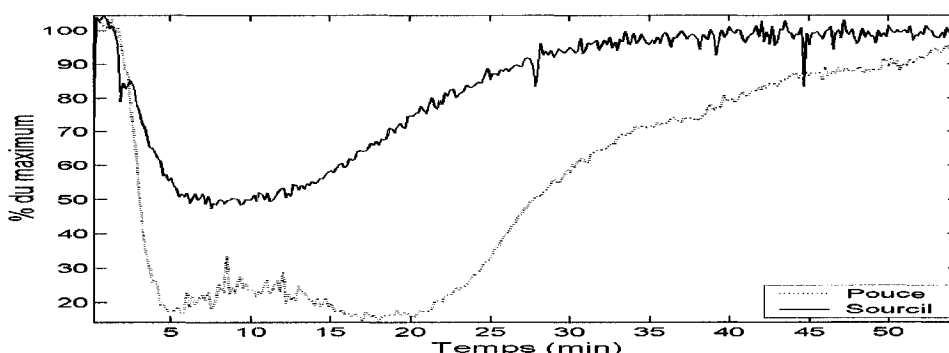


FIG. 3.21 Courbes de tendance du ratio TOF (T_4/T_1)

L'intervalle où se produit la relaxation la plus profonde s'étale de la 5^e à la 20^e minute après le début de l'enregistrement. Durant cette période, les données du ratio TOF montrent une fausse récupération du patient. Ceci n'est qu'un exemple des difficultés liées à l'évaluation de la relaxation profonde, peu importe la technique de monitoring utilisée : plus l'amplitude des contractions se rapproche de celles des bruits de fond, plus la marge d'incertitude des estimés augmente. Dans une telle situation, il est possible d'augmenter la sensibilité d'un système de monitoring en utilisant le mode de stimulation «compte post-tonique» ; ce type de stimulation n'est pas implémenté dans la version actuelle du Phonomyographe, mais pourra être ajouté en modifiant le logiciel embarqué du microcontrôleur et le générateur d'impulsions.

Les figures 3.22, 3.23 et 3.24 sont les résultats d'une autre séance de monitoring.

Elles reflètent la plupart des caractéristiques observées durant l'essai clinique précédent. Cette fois-ci, les données du muscle du sourcil contiennent davantage d'artéfacts, car le gain analogique utilisé était trop faible pour faire ressortir les signaux sonores du bruit de quantification.

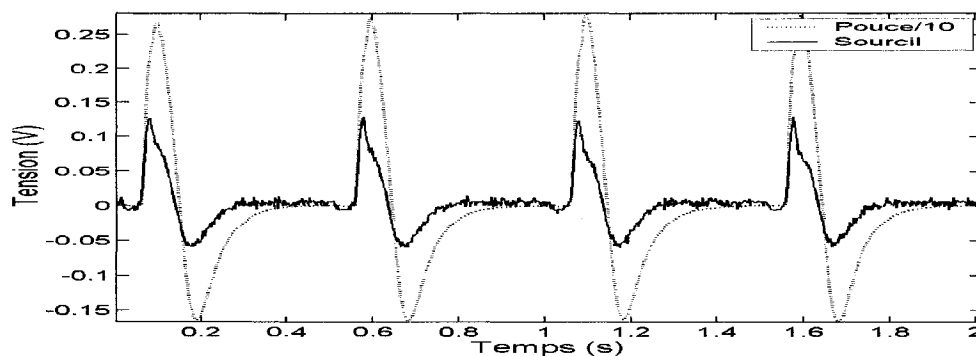
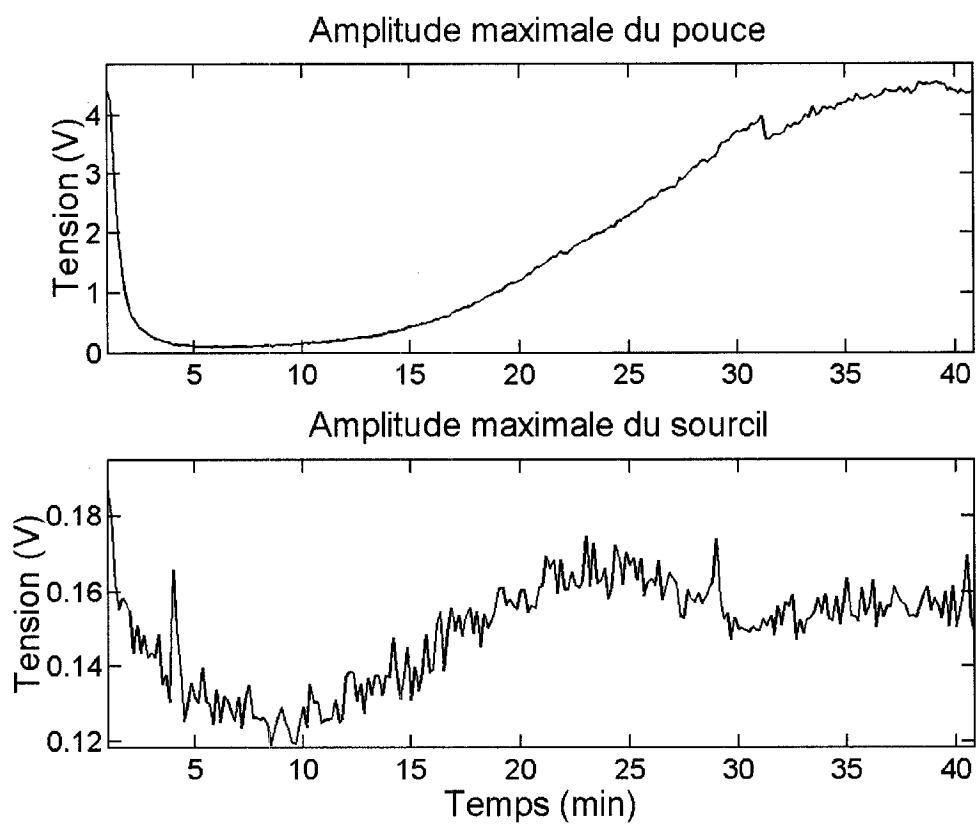
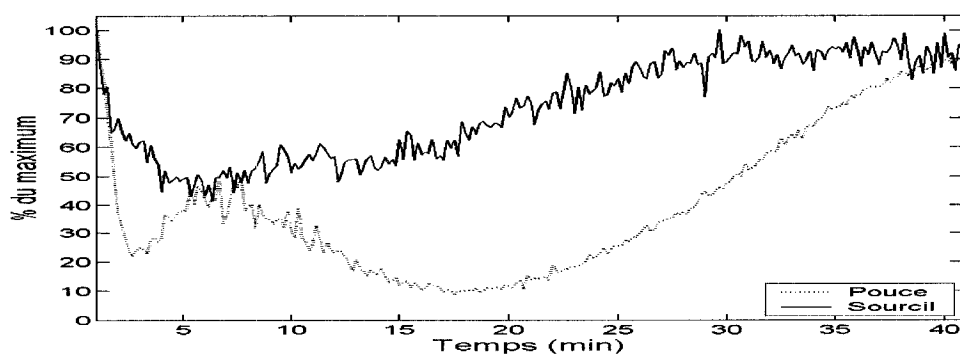


FIG. 3.22 Quatre contractions consécutives du muscle adducteur du pouce et du muscle corrugateur du sourcil

FIG. 3.23 Courbes de tendance de l'amplitude (T_{max})FIG. 3.24 Courbes de tendance du ratio TOF (T_4/T_1)

3.8 Résumé

Dans l'ensemble, le système de phonomyographie développé dans ce projet a des performances suffisantes pour répondre aux besoins actuels des essais cliniques. L'autonomie de fonctionnement du Phonomyographe, le taux de rafraîchissement des graphiques, l'atténuation des bruits provenant du secteur, l'amplitude et la durée des stimuli et d'autres paramètres ont les caractéristiques attendues.

Suite à l'analyse des résultats expérimentaux, on constate que le Phonomyographe présente quelques lacunes au niveau de la compliance des neurostimulateurs, de la linéarité du convertisseur analogique-numérique et de la stabilité de la fréquence d'échantillonnage. Tout au long du développement du système, nos efforts ont porté principalement sur les aspects touchant à la sécurité du patient, nous avons donc passé moins de temps à optimiser la chaîne d'acquisition. Les résultats présentés dans ce chapitre reflètent cette décision : plusieurs mécanismes ont été mis en place pour réduire les risques d'électrochoc, mais la précision des données acquises est juste suffisante à la mesure des amplitudes de contraction musculaire, telles qu'exigées par les besoins du monitoring de myorelaxant. Nous suggérerons une mise à niveau des circuits d'acquisition de données si, par exemple, l'analyse spectrale devait être explorée.

Malgré ces points faibles, nous avons réussi à développer dans le cadre d'un projet de maîtrise le prototype fonctionnel d'un système sécuritaire pour des essais *in vivo*, et obtenir l'approbation d'un comité d'éthique et d'un organisme de normalisation. La qualité des données fournies par le système est supérieure aux appareils de monitoring commerciaux, ceux-ci fournissent seulement le ratio TOF en nombres entiers indiquant le pourcentage (TOF-Watch®). Nous concluons que les résultats de ce projet de maîtrise constituent un point de départ pour de futures améliorations.

CONCLUSION

La myographie acoustique mesure les ondes de pression émises durant une contraction musculaire. Cette technique émergente présente un bon potentiel d'applications cliniques, car elle permet l'évaluation non effractive du muscle sans perturber son activité. Pour le moment, cette technique est peu connue et son application au monitoring de l'anesthésie est limitée. À notre connaissance, il n'existe aucun appareil spécifiquement conçu pour un usage courant de cette technique en salle d'opération.

Ce projet de maîtrise a permis de développer un outil de recherche pour suivre la progression de l'anesthésie. Le système développé réunit toutes les composantes dans un seul boîtier et est peu encombrant. Il intègre les circuits d'excitation musculaire et la chaîne de mesure des ondes acoustiques produites, ce qui évite le recours à d'autres instruments. Le monitoring du patient est plus complet grâce à l'utilisation de deux canaux identiques et synchronisés. En raison de la modularité de son architecture, peu de modifications seront nécessaires lorsqu'on voudra étendre le système à quatre canaux.

Dans le chapitre précédent, nous avons vérifié que le fonctionnement du système correspond aux objectifs fixés au moment de la conception. Les caractéristiques électriques des stimuli sont comparables à celles des neurostimulateurs commerciaux, et l'affichage en temps réel des données et des courbes de tendance apportent des informations précieuses ; les données brutes sont aussi enregistrées sur disque.

L'utilisation du Phonomyographe est simple, il peut être relié à divers ordinateurs par un port RS-232 ou USB. Le contrôle du système se fait par une interface graphique qui rend transparentes les étapes d'initialisation et d'activation. Cette interface a été programmée en Java[®], un langage de programmation de haut niveau

facilement extensible.

Finalement, nous avons implémenté de nombreuses mesures de sécurité. Les parties en contact avec le patient sont électriquement isolées pour réduire les courants de fuite, une séquence de désactivation et de débranchement diminue les risques d'électrochoc en cas de mauvais fonctionnement, et les protocoles de transfert de données intègrent des mécanismes de vérification. Considérant l'ensemble de ces résultats, nous pensons que les objectifs de ce projet de maîtrise ont été atteints.

3.9 Travaux futurs en phonomyographie

Il faut se méfier des ingénieurs. Ça commence par la machine à coudre et ça finit par la bombe atomique. - *Marcel Pagnol*

Dans le cadre de l'anesthésie, le manque d'appareils conçus pour la phonomyographie a été en partie résolu par ce projet. Afin de répandre l'utilisation du Phonomyographe en clinique, il sera nécessaire d'augmenter ses fonctionnalités et d'améliorer le design en vue de la certification et d'une éventuelle commercialisation. Voici une liste partielle de travaux à effectuer :

1. Générer d'autres types d'impulsions : double salve (DBS), convulsions toniques (Tetanus), compte post-tonique (PTC).
2. Compter automatiquement le nombre de contractions dépassant un seuil pré-établi.
3. Comparer les résultats obtenus avec d'autres types de microphones.
4. Modifier les circuits de conditionnement de signaux analogiques pour l'utilisation d'accéléromètres.
5. Ajouter des canaux de stimulation et de traitement de signaux.

6. Afficher le spectre fréquentiel des contractions musculaires sur l'interface graphique.
7. Compléter le design du système pour produire un circuit imprimé.
8. Tester les courants de fuite, les tensions de claquage, etc.

Les ajouts décrits aux deux premiers points permettront au Phonomyographe de remplacer les neurostimulateurs commerciaux. Ils exigeront surtout des modifications au niveau du logiciel embarqué et du programme d'utilisateur. La comparaison avec d'autres types de microphones nous renseignera sur les performances du microphone actuel.

Les trois points suivants ajouteront des possibilités intéressantes au système. Les modifications aux circuits analogiques permettront de connecter n'importe quel type de capteur respectant les spécifications électriques. Ainsi, il serait possible d'utiliser le Phonomyographe avec un accéléromètre et un microphone, ce qui facilitera la comparaison de ces deux méthodes, mais posera un problème quant à l'appellation du système (phono-accéléro-myographe ? phonomyographe accéléré ?). De plus, si l'on augmente le nombre de canaux de deux à quatre, on peut améliorer considérablement la flexibilité du système. Par exemple, on pourrait surveiller deux adducteurs du pouce et deux corrugateurs du sourcil, en comparant l'accéléromyographie et la phonomyographie. Enfin, l'analyse fréquentielle en temps réel pourrait indiquer si la relaxation musculaire affecte les fréquences dominantes des contractions.

La construction d'autres système est difficile présentement puisque les circuits sont assemblés à la main. Il est donc urgent de dessiner l'*artwork* d'un circuit imprimé et de vérifier si le système final satisfait les spécifications des organismes de standardisation.

La myographie acoustique est un nouveau domaine aux vastes horizons inexplorés. En plus du monitoring musculaire durant l'anesthésie, elle peut être employée dans d'autres domaines nécessitant l'évaluation du degré d'activité musculaire ; par exemple, le diagnostic des maladies musculaires, l'évaluation de la performance dans les sports de haut niveau, et le contrôle de prothèses ou d'orthèses. Dépendamment de l'application, les priorités et les besoins visés par les recherches futures en phonomyographie seront différents, mais son utilité et son champ d'application ne seront limités que par l'imagination.

BIBLIOGRAPHIE

- Ali, H. H., Utting, J. E., and Gray, C. (1970). Stimulus frequency in the detection of neuromuscular block in humans. *Br J Anaesth*, **42**(11), 967–78.
- Barry, D. and Cole, N. (1990). Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **37**(5), 525–531.
- Barry, D. T. (1987). Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophys J*, **51**(5), 769–73.
- Barry, D. T. (1989). Comparison of human and frog muscle sounds. *Proc. AAEE Annu. Meet. Muscle Nerve*, **12**, 752.
- Barry, D. T. (1991). Muscle sounds from evoked twitches in the hand. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **72**(8), 573–5.
- Barry, D. T. and Cole, N. M. (1991). Clinical applications of acoustic myography. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, **13**, 1713–1714.
- Barry, D. T., Gordon, K. E., and Hinton, G. G. (1990). Acoustic and surface EMG diagnosis of pediatric muscle disease. *Muscle Nerve*, **13**(4), 286–90.
- Bellemare, F., Couture, J., Donati, F., and Plaud, B. (2000). Temporal relation between acoustic and force responses at the adductor pollicis during nondepolarizing neuromuscular block. *Anesthesiology*, **93**(3), 646–652.
- Block, F. and Detko, G. (1986). Minimizing interference and false alarms from electrocautery in the Nellcor N-100 pulse oximeter. *J Clin Monit*, **2**(3), 203–5.
- Booij, L. H. (1997). Neuromuscular transmission and its pharmacological blockade. Part 1 : Neuromuscular transmission and general aspects of its blockade. *Pharm World Sci*, **19**(1), 1–12.

- Brull, S. J. and Silverman, D. G. (1995). Real time versus slow-motion train-of-four monitoring : a theory to explain the inaccuracy of visual assessment. *Anesth Analg*, **80**(3), 548–51.
- Chen, D., Durand, L., and Bellemare, F. (1997). Time and frequency domain analysis of acoustic signals from a human muscle. *Muscle Nerve*, **20**(8), 991–1001.
- Cole, N. M. and Barry, D. T. (1991). Acoustic myography frequencies track the rise of skeletal muscle tetanic tension. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, **13**, 1715–1716.
- Dalton, P. A. and Stokes, M. J. (1991). Acoustic myography reflects force changes during dynamic concentric and eccentric contractions of the human biceps brachii muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **63**(6), 412–6.
- Dascalu, A., Geller, E., Moalem, Y., Manoah, M., Enav, S., and Rudick, Z. (1999). Acoustic monitoring of intraoperative neuromuscular block. *Br J Anaesth*, **83**(3), 405–409.
- d'Hollander, A., Pytel, A., Merzouga, B., and Klopfenstein, C.-E. (2005). The quantitative distinction between train-of-four "counts of 2" and posttetanic "counts of 2" evidenced by a stable paralysis/stable infusion rate method in anesthetized patients receiving mivacurium. *Anesthesia & Analgesia*, **100**(5), 1348–51, table of contents.
- Engbaek, J., Ostergaard, D., and Viby-Mogensen, J. (1989). Double burst stimulation dbs : a new pattern of nerve stimulation to identify residual neuromuscular block. *Br J Anaesth*, **62**(3), 274–8.
- Eriksson, L. I. (2003). Evidence-based practice and neuromuscular monitoring : it's time for routine quantitative assessment. *Anesthesiology*, **98**(5), 1037–9.
- Esposito, F., Malgrati, D., Veicsteinas, A., and Orizio, C. (1996). Time and fre-

- quency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **73**(6), 503–10.
- Evans, B. L., Tosi'c, D. V., and Lutovac, M. D. (2000a). Advanced continuous-time filter design in matlab.
- Evans, B. L., Tosi'c, D. V., and Lutovac, M. D. (2000b). Advanced digital iir filter design.
- Frangioni, J., Kwan-Gett, T., Dobrunz, L., and McMahon, T. (1987). The mechanism of low-frequency sound production in muscle. *Biophysical Journal*, **51**(5), 775–783.
- Hemmerling, T., Donati, F., Beaulieu, P., and Babin, D. (2002). Phonomyography of the corrugator supercilii muscle : signal characteristics, best recording site and comparison with acceleromyography. *Br J Anaesth*, **88**(3), 389–393.
- Hemmerling, T. M., Michaud, G., Babin, D., Trager, G., and Donati, F. (2004a). Comparison of phonomyography with balloon pressure mechanomyography to measure contractile force at the corrugator supercilii muscle. *Can J Anaesth*, **51**(2), 116–21.
- Hemmerling, T. M., Michaud, G., Trager, G., Deschamps, S., Babin, D., and Donati, F. (2004b). Phonomyography and mechanomyography can be used interchangeably to measure neuromuscular block at the adductor pollicis muscle. *Anesthesia & Analgesia*, **98**(2), 377–81, table of contents.
- Hewson, D., Hogrel, J.-Y., Langeron, Y., and Duchêne, J. (2003). Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **13**(3), 273–279.
- Kopman, A. F. and Sinha, N. (2003). Acceleromyography as a guide to anesthetic management : a case report. *J Clin Anesth*, **15**(2), 145–8.

- Leonard, M. W. and Gill, P. E. (1999). Reduced-hessian quasi-newton methods for unconstrained optimization.
- Marchetti, M., Felici, F., Bernardi, M., Minasi, P., and Filippo, L. D. (1992). Can evoked phonomyography be used to recognize fast and slow muscle in man? *Int J Sports Med*, **13**(1), 65–8.
- MathWorks (2005). iirlpnorm (filter design toolbox). July 10, 2005 1 :22 :25 PM.
- McAdams, E. and Jossinet, J. (1991). The importance of electrode-skin impedance in high resolution electrocardiography. *Automedica*, **13**, 187–208.
- McKay, W., Gregson, P., McKay, B., and Blanchet, T. (1998). Resting muscle sounds in anesthetized patients. *Can J Physiol Pharmacol*, **76**(4), 401–406.
- Michaud, G., Trager, G., Deschamps, S., and Hemmerling, T. M. (2005). Monitoring neuromuscular blockade at the vastus medialis muscle using phonomyography : [Le monitoring du bloc neuromusculaire du muscle vaste interne du membre inferieur avec phonomyographie]. *Canadian Journal of Anesthesia*, **52**(8), 795–800.
- Orizio, C. (1993). Muscle sound : bases for the introduction of a mechanomyographic signal in muscle studies. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, **21**(3), 201–43.
- Orizio, C., Liberati, D., Locatelli, C., Grandis, D. D., and Veicsteinas, A. (1996). Surface mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summation. *J Biomech*, **29**(4), 475–81.
- Orizio, C. and Veicsteinas, A. (1992). Soundmyogram analysis during sustained maximal voluntary contraction in sprinters and long distance runners. *Int J Sports Med*, **13**(8), 594–599.
- Oster, G. and Jaffe, J. (1980). Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. *Biophys J*, **30**(1), 119–27.

- Ouamer, M., Boiteux, M., Petitjean, M., Travens, L., and Salès, A. (1999). Acoustic myography during voluntary isometric contraction reveals non-propagative lateral vibration. *J Biomech*, **32**(12), 1279–85.
- Petitjean, M., Maton, B., and Cnockaert, J. C. (1992). Evaluation of human dynamic contraction by phonomyography. *J Appl Physiol*, **73**(6), 2567–73.
- Phipps, G. (1999). Comparing observed bug and productivity rates for java and c++. *Softw. Pract. Exper.*, **29**(4), 345–358.
- Rosen, E. M. (1966). A review of quasi-newton methods in nonlinear equation solving and unconstrained optimization. *Communications of the ACM*, **9**(7), 475.
- Samet, A., Capron, F., Alla, F., Meistelman, C., and Fuchs-Buder, T. (2005). Single acceleromyographic train-of-four, 100-hertz tetanus or double-burst stimulation : which test performs better to detect residual paralysis ? *Anesthesiology*, **102**(1), 51–6.
- Smith, D. B., Housh, T. J., Stout, J. R., Johnson, G. O., Evetovich, T. K., and Ebersole, K. T. (1997). Mechanomyographic responses to maximal eccentric isokinetic muscle actions. *J Appl Physiol*, **82**(3), 1003–7.
- Smith, T. G. and Stokes, M. J. (1993). Technical aspects of acoustic myography (AMG) of human skeletal muscle : contact pressure and force/AMG relationships. *J Neurosci Methods*, **47**(1-2), 85–92.
- Stokes, M. and Cooper, R. (1992). Muscle sounds during voluntary and stimulated contractions of the human adductor pollicis muscle. *J Appl Physiol*, **72**(5), 1908–13.
- Tarata, M. T. (2003). Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *Biomed Eng Online*, **2**(1), 3.
- Webster, J. G. (1998). *Medical Instrumentation : Application and Design*. John Wiley & Sons, Inc.

- Wee, A. and Ashley, R. (1989). Vibrations and sounds produced during sustained voluntary muscle contraction. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **29**(6), 333–7.
- Wood, J. C. and Barry, D. T. (1996). Time-frequency analysis of skeletal muscle and cardiac vibrations. *Proceedings of the IEEE*, **84**(9), 1281–1294.
- Yoshitake, Y. and Moritani, T. (1999). The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, **9**(3), 209–17.
- Zwarts, M. and Keidel, M. (1991). Relationship between electrical and vibratory output of muscle during voluntary contraction and fatigue. *Muscle Nerve*, **14**(8), 756–61.

ANNEXE I

CONCEPTION DU FILTRE NUMÉRIQUE À ÉLIMINATION DE BANDE

Les signaux de contraction musculaire peuvent être entâchés de signaux parasites qui proviennent des sources d'interférences environnantes. La source principale est le couplage avec les lignes du secteur, il génère un parasite de 60 Hz qui peut nuire au calcul de l'amplitude des signaux de contraction même lorsque cette amplitude est grande. Il est donc nécessaire de réduire ce parasite à l'aide d'un filtre.

Nous avons décrit à la section 2.3.6 les caractéristiques du filtre que nous recherchons : une bande de rejet très étroite, des bandes passantes uniformes et un délai de groupe minimal. Un signal traité par un filtre analogique d'un ordre donné a un meilleur rapport signal sur bruit que celui sortant d'un filtre numérique de même ordre. Cependant, dû au manque d'espace sur la carte électronique du Phonomyographe, il nous est impossible d'implémenter un filtre analogique ayant un ordre suffisamment élevé pour satisfaire les caractéristiques recherchées.

I.1 Conception d'un filtre à réponse impulsionnelle infinie

Afin d'atténuer spécifiquement le signal interférant à la fréquence du secteur (60 Hz) qui est superposé au signal capté par les microphones, nous avons implanté dans le programme d'utilisateur un filtre numérique à réponse impulsionnelle infinie

(RII). L'équation caractéristique d'un tel filtre s'écrit :

$$y(n) = \sum_{l=0}^L \alpha_l x(n-l) - \sum_{k=1}^K \beta_k y(n-k) \quad (\text{I.1})$$

Sa fonction de transfert en Z s'exprime comme suit :

$$H(Z) = \frac{\sum_{l=0}^L \alpha_l Z^{-l}}{1 + \sum_{k=1}^K \beta_k Z^{-k}} \quad (\text{I.2})$$

Ce type de filtre est dit récursif, car sa sortie $y(n)$ est fonction non seulement des échantillons du signal d'entrée $x(n-l)$, mais aussi des échantillons antérieurs du signal de sortie $y(n-k)$. Dans un filtre à réponse impulsionnelle finie (RIF), aussi appelé non récursif, tous les coefficients β_k sont nuls et la sortie du filtre ne dépend que des échantillons du signal d'entrée. Les coefficients α_l et de β_k peuvent être calculés à l'aide de logiciels spécialisés. Nous avons utilisé des fonctions du *Filter Design Toolbox* de Matlab® . Avec ce *Toolbox*, il suffit de spécifier le type d'approximation du filtre, l'ordre, les fréquences de coupure à -3 dB et l'atténuation minimale. On obtient une combinaison de coefficients α_l et β_k qui satisfont au mieux ces exigences. Une fois les coefficients calculés, on peut visualiser l'effet du filtre dans le domaine fréquentiel. La figure I.1 présente le module ($|H(e^{j\omega T})|$) du gain en fonction de la fréquence de deux filtres coupe-bande d'ordre 6. Le premier filtre est de type Chebychev II et le second est un filtre à coefficients optimisés. On observe que les deux filtres ont une bande d'arrêt centrée à 60 Hz et que l'atténuation à cette fréquence est d'environ 120 dB (i.e. la composante à 60 Hz du signal d'entrée est réduite d'un facteur de 10^6).

Ces deux filtres sont le résultat de deux approches différentes. D'abord, nous avons suivi la méthode traditionnelle de calcul de coefficients, basée sur l'utilisation de

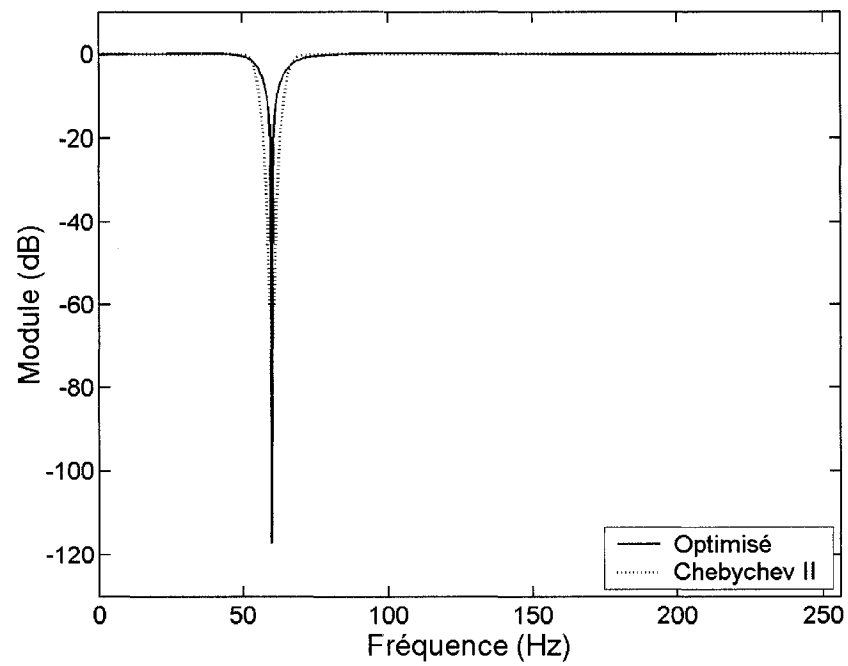


FIG. I.1 Comparaison du module du gain pour un filtre optimisé et un filtre Chebychev II

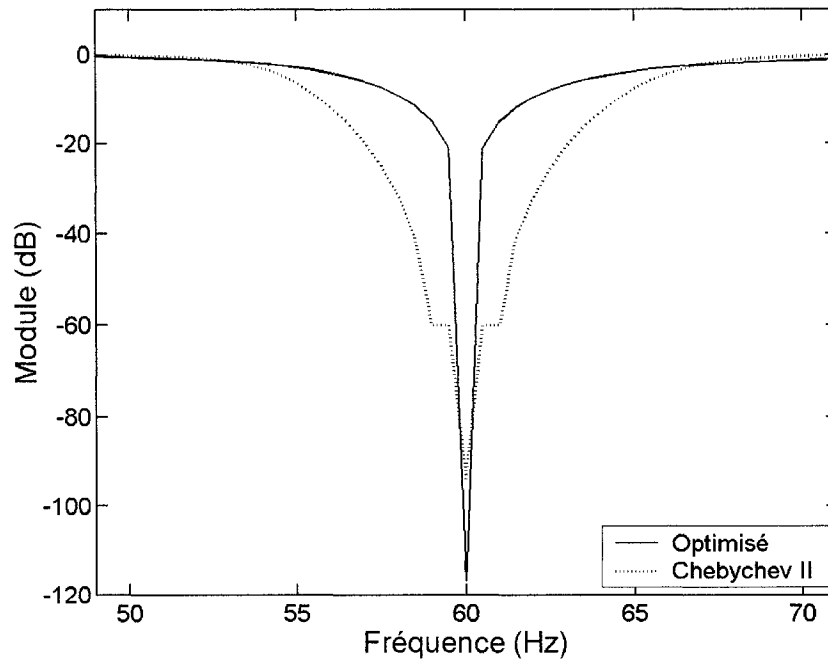


FIG. I.2 Agrandissement des réponses des filtres de la figure I.1 autour de 60 Hz

filtres modèles : Butterworth, elliptique, Chebychev I ou II. Ces modèles permettent d'obtenir des filtres dont les caractéristiques fréquentielles sont assez proches des prédictions. Suite à plusieurs essais et comparaisons de ces différents filtres, nous avons opté finalement pour le filtre Chebychev type II de la figure I.1. Ce filtre a servi durant la majeure partie du développement de l'interface graphique, ses coefficients ont été calculés avec la fonction *cheby2.m* de Matlab® .

D'un autre côté, les coefficients du filtre optimisé ont été calculés à l'aide de la fonction *iirlpnorm.m* de Matlab® . Cette dernière emploie une méthode d'optimisation itérative pour converger vers une solution dont la réponse en fréquence se rapproche le plus du filtre idéal. La fonction *iirlpnorm.m* est basée sur la méthode quasi Newton à mémoire non limitée pour l'optimisation non linéaire du module complexe (MathWorks, 2005). Les détails de son implémentation ne sont malheureusement pas disponibles à l'utilisateur. Par contre, il est connu que la méthode

itérative de Newton a pour formule :

$$x_{n+1} = x_n - \lambda_n H_n^{-1} \nabla f(x_n) \quad (I.3)$$

La méthode quasi Newton consiste à remplacer l'inverse de la matrice Hessienne H_n^{-1} , souvent trop coûteuse en temps de calcul, par une approximation (Leonard and Gill, 1999; Rosen, 1966). Pour trouver un minimum, qui représente la solution optimisée, cette méthode débute en un point de l'espace des solutions et calcule une direction où les solutions satisfont davantage aux exigences. À chaque itération, on avance d'un pas vers cette direction, puis on met à jour la direction et l'approximation de H_n^{-1} . On s'arrête lorsque l'amélioration de la solution entre deux itérations successives est trop petite ou lorsqu'on a atteint un maximum d'itérations.

I.2 Conséquences du délai de groupe

Une autre notion utile à la compréhension des filtres est celui du délai de groupe ($D(\omega)$). Il représente le taux de changement du déphasage par rapport à la fréquence ω . $D(\omega)$ donne une idée du retard subi par chaque composante fréquentielle du signal. Plus il est faible, plus le signal traverse rapidement le filtre. Un $D(\omega)$ constant signifie que le signal subit une déformation minimale en passant par le filtre. Par exemple, dans le domaine de l'électroacoustique, une chaîne stéréophonique ayant un délai de groupe excessif en basses fréquences brise l'intégrité des sons : une caisse claire produirait un «tac» suivi d'un «bom» très décalé, au lieu d'un seul son plus riche et plus harmonieux. En phonomyographie, le décalage de certaines fréquences spécifiques modifie le profil de la contraction, laissant croire à l'existence d'une double contraction ou d'une erreur dans le montage (le déplacement d'un microphone mal attaché).

On définit le délai de groupe par :

$$D(\omega) \triangleq -\frac{d}{d\omega}\Theta(\omega) \quad (I.4)$$

où $\Theta(\omega)$ est l'angle complexe ($\angle H(e^{j\omega T})$) de la réponse en fréquence. La figure I.3 présente $D(\omega)$ des filtres Chebychev II et optimisé.

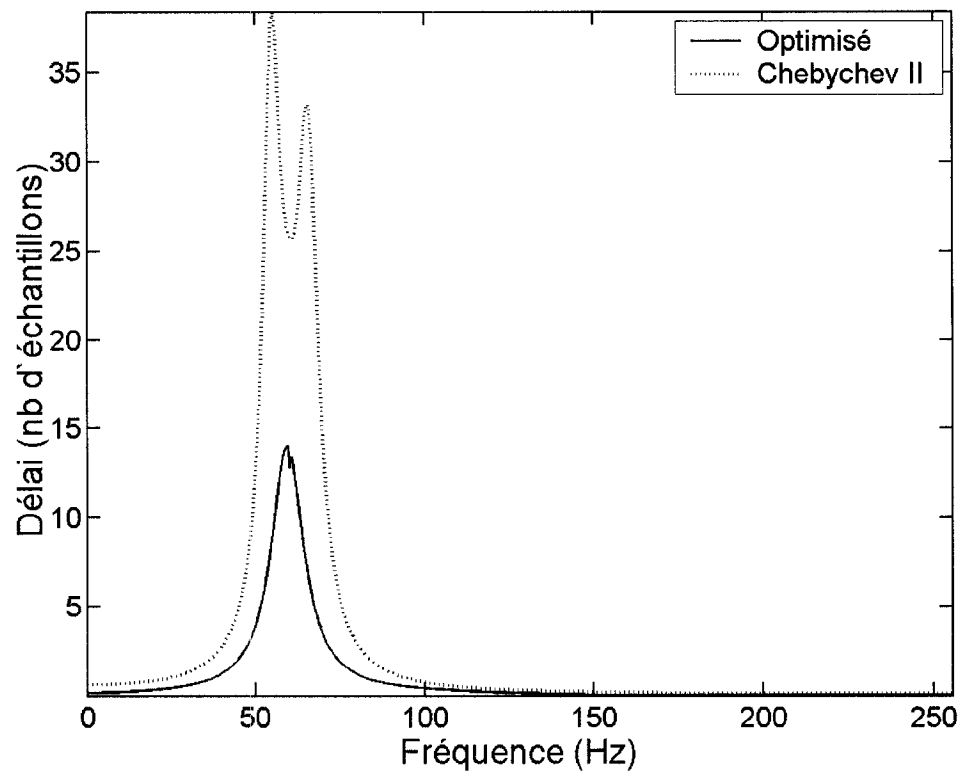


FIG. I.3 Comparaison du délai de groupe des filtres optimisé et Chebychev II

Afin de montrer l'ampleur des déformations dues uniquement à un délai de groupe non uniforme, nous avons conçu un filtre passe-tout IIR dont le délai de groupe est le plus près possible de notre filtre optimisé. On applique à l'entrée du passe-tout

un signal rectangulaire échantillonné à 512 Hz ; le filtre passe-tout agit alors comme un retardateur pur pour les composantes fréquentielles autour de 60 Hz, son délai est d'environ 30 ms (15 échantillons). Le signal de sortie de ce filtre, pour un signal rectangulaire à l'entrée, est illustré à la figure I.4.

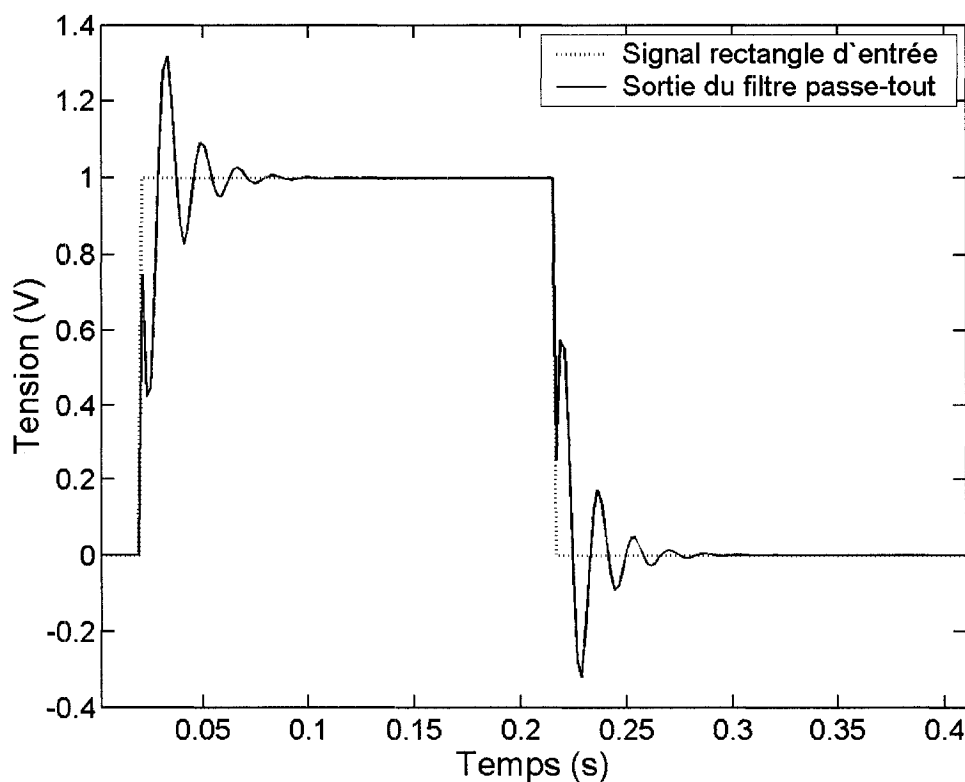


FIG. I.4 Déformations d'un signal rectangulaire par un délai de groupe non uniforme

Si le même signal rectangulaire est appliqué à l'entrée du filtre Chebychev type II et du filtre optimisé, et si nous agrandissons le graphique pour n'observer que la période de transition immédiatement après l'échelon, nous verrons les signaux de sortie illustrés à la figure I.5.

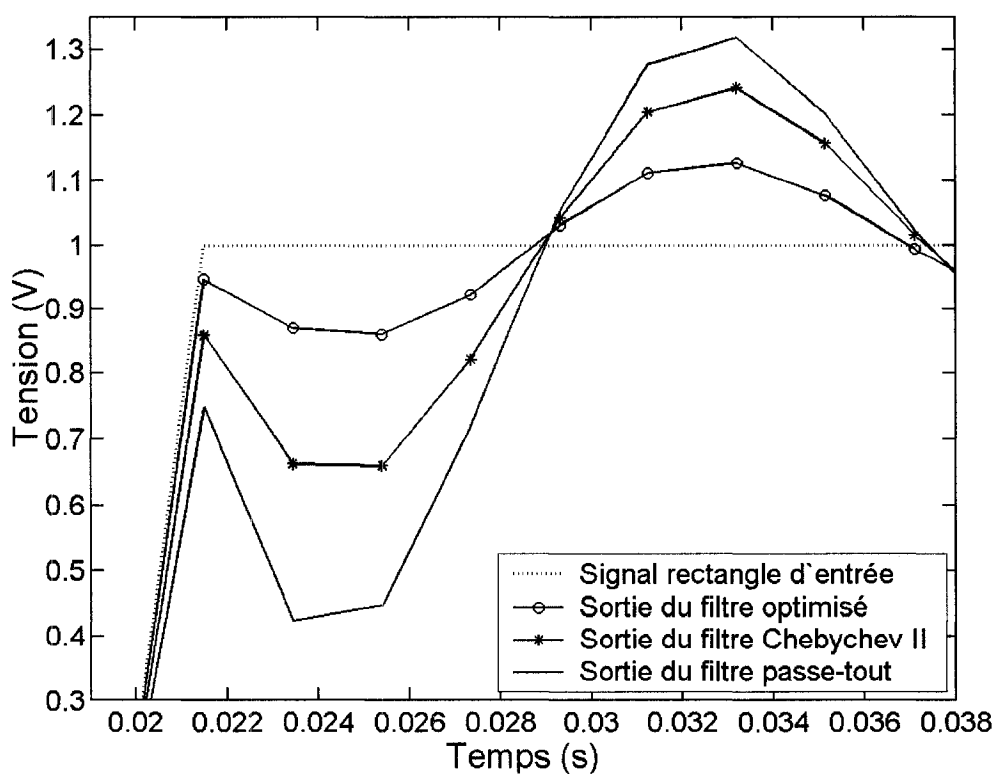


FIG. I.5 Comparaison de la déformation induite par 3 filtres

On remarque que le filtre optimisé produit la plus faible déformation du signal d'entrée, suivi du filtre Chebychev. L'effet du délai de groupe est peu apparente ici, car une partie des composantes retardées est fortement atténuée.

La fidélité de la réponse à un échelon a une grande importance en pratique. En effet, même si une contraction musculaire normale n'a jamais la forme rectangulaire, on peut obtenir le profil d'un échelon lorsque le gain des amplificateurs est trop élevé et cause de la saturation. Il est alors préférable que le signal conserve cette forme rectangulaire pour indiquer à l'utilisateur qu'il doit diminuer le gain.

I.3 Choix du filtre à coefficients optimisés

Notre choix final pour éliminer l'interférence à 60 Hz est le filtre optimisé. Ce filtre nécessite moins de temps de calcul que le filtre Chebychev type II, sa réponse en fréquence est plus sélective et son atténuation à 60 Hz est plus grande. Son délai de groupe est plus faible et constant ; certes, il retarde les composantes proches de 60 Hz, mais elles sont si fortement atténuées que leurs effets sur le signal de sortie sont négligeables en absence de saturation.

Ce n'est pas surprenant qu'une technique d'optimisation donne de meilleurs résultats : les modèles de filtres traditionnels n'offrent qu'une solution unique et peuvent cacher d'autres filtres qui satisferaient les mêmes exigences ou même qui dépasseraient les caractéristiques attendues (Evans et al., 2000b; Evans et al., 2000a). Cependant, les techniques d'optimisation demandent davantage de temps et d'effort pour les implémenter. De plus, on ne peut prédire le niveau d'améliorations qui en résultera.

Une autre approche intéressante est celle du filtrage adaptatif. Les coefficients de ces filtres sont continuellement ajustés, contrairement à ceux des filtres RII et RIF

qui sont constants. Cette méthode a le potentiel de réduire des interférences dont le spectre varie dans le temps, elle mériterait une analyse approfondie de son utilité pour le contexte de la phonomyographie.

ANNEXE II

TERMINOLOGIE

Ce projet de maîtrise résulte d'une symbiose entre deux domaines distincts : la conception technique en ingénierie et l'étude de phénomènes physiologiques. Le présent mémoire exige du lecteur la connaissance de termes techniques touchant les deux mondes. Étant donné que l'interprétation de ces termes peut varier d'un individu à l'autre, nous présentons dans cette section les définitions tirées, mais parfois modifiées, du *Grand dictionnaire terminologique* afin d'établir un terrain commun avec le lecteur pour faciliter la compréhension de ce mémoire.

Acétylcholinestérase, n. f., *acetylcholinesterase*

Enzyme qui catalyse spécifiquement l'hydrolyse de l'acétylcholine en acide acétique et en choline. (GDT)

Acétylcholine, n. f., *acetylcholine*

Neurotransmetteur chimique qui favorise la transmission de l'influx nerveux dans les synapses du système nerveux central et du système nerveux périphérique. (GDT)

Adaptateur, n. m., *adapter*

Dispositif qui permet de relier deux parties d'un objet de dimensions différentes ou d'associer deux dispositifs de même nature, mais de constructions ou caractéristiques différentes. (GDT)

Adénosine triphosphate, n. f., *adenosine triphosphate*

Nucléotide à trois molécules d'acide phosphorique. L'ATP contient une base azotée purique : l'adénine, et un sucre : le ribose. C'est un des corps les plus importants du métabolisme cellulaire. Il joue le rôle de transporteur d'énergie qui est accumulée au niveau des liaisons phosphate. Il se forme par phosphorylation de l'adénosine diphosphate (ADP) grâce à l'énergie libérée lors du transport des électrons dans la chaîne respiratoire (phosphorylation oxydative). Ces liaisons se forment également lors de la glycolyse (Ex. : formation de pyruvate). Cette énergie est cédée en libérant P et ADP grâce à l'adénosine triphosphatase, réaction couplée à de nombreuses réactions du métabolisme qui nécessitent un apport d'énergie. (GDT)

Allocation de mémoire, n. f.

Attribution des zones d'une mémoire à des données ou à des instructions déterminées (GDT)

Analgésie, n. f.

Perte partielle ou totale de la sensibilité à la douleur consécutive à certaines affections comme l'hystérie, ou provoquée par l'action de médicaments analgésiques. (TLFI)

Anesthésie, n. f., *anesthesia*

Suspension momentanée de la sensibilité dans une partie ou dans l'ensemble du corps, provoquée en vue d'une intervention chirurgicale. (TLFI)

Anesthésie générale, n. f.

Méthode d'insensibilisation de tout l'organisme, soit par l'emploi en inhalation

d'un anesthésique volatil, soit par injection intraveineuse d'un anesthésique fixe.
Anesthésie de tout le corps. (GDT)

Articulation temporo-mandibulaire, n. f., *temporomandibular joint*

Articulation synoviale entre la tête du condyle mandibulaire et la cavité glénoïde de l'os temporal, par l'intermédiaire du ménisque articulaire et de ligaments, qui permet les mouvements de la mâchoire. (GDT)

Asynchrone, adj.

Qualifie des processus qui ne sont pas réglés sur une synchronisation commune.(GDT)

Bande passante, n. f., *bandwidth*

Capacité d'une voie de communication à transmettre des données. Elle correspond à la quantité maximale de données qu'une voie de communication peut transmettre par seconde. Elle est calculée en bits par seconde (bit/s). (GDT)

Bidirectionnel simultané, adj., *full-duplex*

Se dit d'un mode de transmission ou d'une voie de communication qui permet d'acheminer les données dans les deux sens simultanément.(GDT)

Biceps brachial, n. m., *biceps brachii*

Muscle long et fusiforme de la loge antérieure et superficielle du bras, tendu de l'omoplate à la tubérosité bicipitale du radius et qui est formé de deux chefs, le chef long et le chef court, dont les ventres sont unis près des points d'insertion.
(GDT)

Bistouri, n. m., *bistoury*

Instrument de chirurgie en forme de couteau à lame droite ou courbe. (GDT)

Broche de raccordement, n. f., *pin*

Pièce métallique, reliée à un composant électronique ou à son boîtier, qui prend généralement la forme d'un fil rigide ou d'une languette, et qui sert à le connecter à un circuit et éventuellement à le fixer sur un support. (GDT)

Bruit de courant de fuite, n. m., *ground-loop noise*

Bruit résultant de la présence d'un courant circulant entre deux appareils mis à la terre et ayant des potentiels différents. (GDT)

Bus, n. m., *bus*

Ensemble de plusieurs fils conducteurs ou de circuits électriques, disposés en lignes parallèles, reliant différents blocs fonctionnels et composants d'un ordinateur, et permettant principalement l'échange des données sous forme de signaux électriques. (GDT)

Canal ionique, n. m. pl., *ion channel*

Protéine intégrée dans la membrane plasmique cellulaire des neurones et des cellules musculaires, qu'elle traverse de part en part, y ménageant un pore la rendant sélectivement et temporairement perméable à certains ions (sodium, potassium, calcium, chlore) dans certaines conditions d'activation. (GDT)

Canal sodique, n. m., *sodium channel*

Canal ionique permettant l'entrée de l'ion Na⁺ dans la cellule. (GDT)

Code source libre, n. m., *open source*

Code source que l'on rend disponible gratuitement pour qu'il puisse être modifié et redistribué, dans un contexte de développement communautaire. (GDT)

Compilateur, n. m., *compiler*

Programme qui convertit le code source d'une application écrite dans un langage de haut niveau en code objet formé d'instructions du langage machine, ou d'instructions très voisines, en vue de son exécution. (GDT)

Contraction musculaire, n. f., *muscular contraction*

Réponse isométrique ou isotonique des fibres musculaires à une stimulation. Les synonymes utilisés dans ce mémoire sont : resserrement (n. m.) et secousse (n. f.).

Contraction isométrique, n. f., *isometric contraction*

Contraction musculaire sans raccourcissement, où les deux points d'attache sont fixes. (GDT)

Contraction isotonique, n. f., *isotonic contraction*

Contraction musculaire avec raccourcissement ou allongement du muscle sans modification marquée de sa tension. (GDT)

Convulsions toniques, n. f., *tetanus*

Contractions continues des muscles. (TLFI)

Débogueur, n. m., *debugger*

Programme qui permet la détection et la localisation des bogues d'un logiciel ou

d'un matériel. (GDT)

Décodeur, n. m., *decoder*,

Unité fonctionnelle à plusieurs voies d'entrée et à plusieurs voies de sortie dont une seule est actionnée par chaque combinaison des signaux appliqués aux voies d'entrée, avec correspondance biunivoque entre ces combinaisons et les sorties. (GDT)

Diode électroluminescente, n. f., *light emitting diode (LED)*

Diode qui émet un rayonnement optique non cohérent par recombinaison d'électrons et de trous lorsqu'un courant est injecté à travers la jonction PN. (GDT)

Drapeau, n. m., *flag*

Indicateur prenant la forme d'une variable indiquant à l'ordinateur l'existence d'une condition ou d'un état particulier. (GDT)

Dynamomètre, n. m., *dynamometer*

Instrument utilisé pour mesurer l'intensité d'une force ou d'un couple. (GDT)

Écarteur, n. m., *retractor*

Instrument chirurgical destiné à écarter les bords d'une plaie pour permettre l'accès à des plans plus profonds. (GDT)

Écart-type, n. m., *standard deviation*

Mesure de la dispersion d'une série d'observations statistiques par rapport à leur

moyenne, qui s'obtient en extrayant la racine carrée de la variance. (GDT) Son équation est : $\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$

Éditeur de texte, n. m., *text editor*

Application destinée à créer et modifier des textes et, plus particulièrement, à traiter des fichiers ASCII et, pour le programmeur, à traiter les instructions des programmes sources. (GDT)

Bistouri électrique, n. m., *Electrocautery knife*

Instrument constitué d'une électrode active de faible section parcourue par un courant de haute fréquence. Il est utilisé pour sectionner les tissus par le phénomène d'électrocoagulation. (GDT)

Extensomètre, n. m., *strain gage*

Appareil permettant de suivre les déformations de matériaux soumis à des contraintes, au moyen des variations de résistance d'un conducteur électrique. (GDT)

Extubation, n. f., *extubation*

Retrait d'une sonde ou d'un tube préalablement introduits dans un organe, une structure ou une cavité de l'organisme. (GDT)

Fanion, n. m., *flag*

Séquence binaire servant à délimiter le début et la fin d'une trame. Les fanions sont généralement des octets. (GDT)

Fantôme, n. m., *phantom or dummy*

Volume de matière ou objet qui sert à simuler certains comportements d'un organe ou d'un tissu. (GDT)

Filtre anti-repliement, n. m., *anti-aliasing filter*

Filtre passe-bas à l'entrée des systèmes A-N pour éviter le sous-échantillonnage. (GDT)

Flux de données, n. m., *data stream*

Séquence continue de données qui sont transmises d'un point à un autre dans un réseau de télécommunication. N.B. : Dans l'usage, les termes flux de données et flot de données, qui correspondent en anglais à data stream et à data flow, sont souvent confondus et utilisés comme synonymes. Le terme flot de données et son équivalent data flow servent à désigner un regroupement d'informations qui circulent dans un réseau de télécommunication, depuis leur point d'origine jusqu'à leur destination. (GDT)

Fuseau neuromusculaire, n. m., *neuromuscular spindle*

Organe récepteur de la tension musculaire, de forme ovoïde, situé au sein du muscle squelettique, solidaire de celui-ci en particulier de ses mouvements d'étirement, et qui se trouve à l'origine du réflexe myotatique. Le fuseau neuromusculaire est constitué par un groupement de cellules musculaires striées, dites intrafusoriales, innervées par des fibres gamma issues de la corne antérieure de la moelle, par des fibres sensibles prenant naissance principalement dans la partie équatoriale du fuseau, articulées de façon monosynaptique, et d'une capsule conjonctive. (GDT)

Hydrophone, n. m., *hydrophone*

Transducteur électroacoustique destiné à transformer, dans les liquides, des oscillations acoustiques en oscillations électriques. (GDT)

Interruption, n. f., *interrupt*

Commande indiquant au processeur d'interrompre le programme en cours au profit d'une fonction à exécuter. Note(s) : Une demande d'interruption se traduit par l'émission d'un signal calibré. L'interruption peut être déclenchée par un événement prévu ou aléatoire, qui peut provenir soit du matériel ou du processeur. Lors d'une interruption, le système d'exploitation décide de l'action qui doit être entreprise. (GDT)

Langage d'assemblage, n. m., *assembly language*

Langage de programmation qui représente, sous une forme symbolique compréhensible par l'être humain, le langage machine propre à un type d'ordinateur. (GDT)

Langage procédural, n. m., *procedural language*

Langage de programmation évolué dont l'élément de base est la procédure, laquelle contient les instructions, les fonctions et les sous-programmes à exécuter pour effectuer une tâche demandée. (GDT)

Logiciel embarqué, n. m., *embedded software*

Programme informatique qui est intégré à un dispositif, une machine ou un autre système et qui pilote ce dispositif, cette machine ou ce système. (modifié du GDT)

Mémoire tampon, n. f., *buffer*

Mémoire utilisée pour le stockage temporaire de données lors du transfert d'informations afin de compenser la différence de débit, de vitesse de traitement ou de synchronisation entre les divers dispositifs d'un ordinateur et ses périphériques. (GDT)

Microcontrôleur, n. m., *microcontroller*

Puce constituée d'éléments intégrés lui permettant de fonctionner comme une unité autonome, et conçue spécifiquement pour contrôler un dispositif donné. (GDT)

Microprocesseur, n. m., *microprocessor*

Processeur dont tous les éléments sont miniaturisés et rassemblés sur une puce en un seul ou en plusieurs circuits intégrés. (GDT)

Mode commun, n. m., *common mode*

Mode de fonctionnement qui consiste à appliquer un signal entre les deux bornes d'un dispositif à l'entrée différentielle par rapport au neutre (différent de la terre ou à très haute impédance). (GDT)

Monitoring, n. m., *monitoring*

Ensemble des techniques utilisant un moniteur pour la surveillance de certaines fonctions physiologiques ou de diverses constantes biologiques d'un malade. (GDT)

Multitâche, n. m., *multitasking*

Mode d'exploitation dans lequel plusieurs tâches sont exécutées simultanément dans la mesure où elles ne font pas appel aux mêmes ressources. (GDT)

Muscles jumeaux du triceps, n. m., *gastrocnemius muscles*

Faisceaux postérieurs du triceps sural, l'un interne l'autre externe, tendus des condyles fémoraux au tendon d'Achille. (GDT)

Muscle vaste externe, n. m., *vastus lateralis muscle*

Faisceau externe du quadriceps tendu de la crête sous trochantérienne et de toute la berge externe de la ligne âpre au tendon quadricipital. (GDT)

Myorelaxant, n. m., *myorelaxant*

Médicament visant à diminuer le tonus des muscles squelettiques. (GDT)

Nerf cubital, n. m., *ulnar nerve*

Nerf mixte, branche collatérale du tronc secondaire antéro-interne du plexus brachial destiné à la partie de l'avant-bras et de la main, cheminant à la face interne du bras, du coude et de l'avant-bras, abandonnant des rameaux articulaires, musculaires, la branche cutanée dorsale de la main et se divisant au poignet en une branche superficielle sensitive pour les deux derniers doigts et une branche profonde pour les muscles hypothénariens, interosseux, l'adducteur et le court fléchisseur du pouce. (GDT)

Nettoyeur de mémoire, n. m., *garbage collector*

Programme du système d'exploitation qui, dans un système de gestion dynamique de la mémoire centrale d'un ordinateur, est chargé de reconnaître les informations devenues caduques, de libérer l'espace mémoire correspondant et de le rendre de nouveau disponible. (GDT)

Orthèse, n. f., *orthosis*

Aide technique destinée à suppléer ou à corriger une fonction déficiente, à compenser les limitations ou même à accroître le rendement physiologique d'un organe ou d'un membre qui a perdu sa fonction, qui ne s'est jamais pleinement développé ou est atteint d'anomalies congénitales. (GDT)

Oxymètre, n. m., *oximeter*

Appareil permettant de mesurer le degré d'oxygénation de l'hémoglobine dans le sang. (GDT)

Parité n. f., *parity*

Caractéristique de la somme de bits d'un octet qui peut être paire ou impaire. (GDT)

Photocoupleur, n. m., *optocoupler*

Dispositif optoélectronique constitué d'une source optique couplée à un photodétecteur et servant à relier deux lignes par voie optique tout en garantissant leur isolement électrique. (GDT)

Photodiode, n. f., *photodiode*

Détecteur photoélectrique constitué d'une diode à semi-conducteur qui produit un courant photoélectrique par absorption d'un rayonnement optique incident. (GDT)

Piézoélectrique, adj., *piezoelectric*

Se dit de ce qui présente ou utilise l'effet piézoélectrique ; celui-ci signifie la polarisation électrique de certains corps sous l'action d'une contrainte mécanique (effet

direct) ou la déformation de ces corps sous l'action d'une tension électrique (effet inverse) (GDT).

Pilote de périphérique, n. m., *driver*

Programme de contrôle qui traduit les commandes d'un logiciel afin de permettre à l'ordinateur de communiquer avec un périphérique.(GDT)

Programme de chargement, n. m., *loader*

Programme qui permet d'acheminer vers la mémoire vive (RAM) un programme ou un segment de programme provenant d'une mémoire auxiliaire telle que le disque dur et la disquette et qui lance leur exécution. (GDT)

Récepteur nicotinique, n. m., *nicotinic receptor*

Type de récepteur cholinergique réagissant à l'action de l'acétylcholine par des effets excitateurs analogues à ceux produits par la stimulation par la nicotine. (GDT)

Scrutation, n. f., *polling*

Mode de traitement dans lequel l'ordinateur (le serveur) chargé du contrôle des échanges sur un réseau interroge régulièrement chaque machine connectée, afin de savoir si elle a des données à émettre ou si elle est prête à en recevoir. (GDT)

Solution de Ringer, n. f., *Ringer's solution*

Solution salée physiologique à laquelle sont ajoutées de faibles quantités de sels de calcium et de potassium. (GDT)

Traitement multiprocessus n. m., *multithreading*

Exécution simultanée de plusieurs tâches différentes à l'intérieur d'un même programme. (GDT)

Trame, n. f., *frame*

Ensemble de bits consécutifs formant un bloc à l'intérieur duquel se trouvent des zones pour la transmission des données de l'utilisateur et des informations de service. (GDT)

Unité motrice, n. f., *motor unit*

Ensemble structural comprenant un neurone moteur de la corne antérieure de la moelle épinière avec ses arborisations terminales et les fibres musculaires qui en dépendent, c'est-à-dire l'ensemble des fibres musculaires innervées par un seul axone, donc par un seul motoneurone. (GDT)