UNIVERSITE DE MONTREAL

BIOLINK: UN DISPOSITIF DE POINTAGE MYOELECTRIQUE POUR LES SYSTEMES INTERACTIFS

par

François AUBIN

DEPARTEMENT DE GENIE INDUSTRIEL

ECOLE POLYTECHNIQUE

MEMOIRE PRESENTE EN VUE DE L'OBTENTION

DU GRADE DE MAITRE ES SCIENCES APPLIQUEES (M. Sc. A.)

décembre 1990

© François Aubin, 1990

National Library of Canada
Bibliothèque nationale du Canada

Canadian Theses Service
Service des thèses canadiennes

Ottawa, Canada
K1A 0N4

The author has granted an irrevocable non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of his/her thesis by any means and in any form or format, making this thesis available to interested persons.

L'auteur a accordé une licence irrévocable et non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de sa thèse de quelque manière et sous quelque forme que ce soit pour mettre des exemplaires de cette thèse à la disposition des personnes intéressées.

The author retains ownership of the copyright in his/her thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without his/her permission.

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

ISBN 0-315-69649-4

Canada

UNIVERSITE DE MONTREAL

ECOLE POLYTECHNIQUE

Ce mémoire intitulé:

BIOLINK: UN DISPOSITIF DE POINTAGE MYOELECTRIQUE
POUR LES SYSTEMES INTERACTIFS

présenté par: François Aubin

en vue de l'obtention du grade de MAITRE ES SCIENCES APPLIQUEES (M. Sc. A.)

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

M. BERTRAND Michel, Ph. D., président

Mme KAMINSKA Bozena, Ph.D.

M. ROBERT Jean-marc, Doctorat

SOMMAIRE

Le but premier de cette recherche a été de concevoir, de développer et d'évaluer un dispositif de pointage myoélectrique pour les systèmes interactifs. On a d'abord groupé les dispositifs d'entrée de données pour les systèmes interactifs suivant leur mode d'activation en trois classes soit les interrupteurs, les dispositifs de pointage et les systèmes de reconnaissance. Par la suite, on a décrit les principaux dispositifs de chaque classe ainsi que ceux qui requièrent des signaux bio-électriques. Ceci nous a permis de mettre en évidence que le rôle de l'unité de traitement de chaque dispositif d'entrée de données est spécifique à chacune des classes à laquelle il appartient et que les dispositifs d'entrée de données, qui requièrent des signaux bio-électriques, sont constitués d'une unité de contrôle, d'une unité de détection et amplification et d'une unité de traitement des signaux. On a procédé, par la suite, à l'étude de chacune de ces unités dans le but de concevoir et développer un dispositif de pointage myoélectrique pour systèmes interactifs, appelé BIOLINK. Celui-ci permet de positionner un curseur et de sélectionner une cible sur un écran à partir des signaux engendrés par deux sites musculaires. Enfin, on a procédé à une évaluation expérimentale de celui-ci, avec des sujets humains. Cette évaluation porte sur la loi de Fitts qui met la distance et la grosseur des cibles en relation avec les temps nécessaires pour positionner la main sur celles-ci. Les principaux résultats montrent que le temps de positionnement moyen est de l'ordre de trois secondes après dix séances de travail comparativement à une seconde pour la souris et que la loi de Fitts ainsi que la loi décrivant l'amélioration de la performance s'appliquent pour les dispositifs de pointage myoélectriques. Ces résultats permettent d'espérer que, dans un proche avenir, des personnes ayant une déficience pourront retrouver des activités valorisantes grâce à BIOLINK.

ABSTRACT

The main objective of this research has been to design, develop and test a myoelectric pointing device for interactive systems. First we classified the input devices for interactive systems in three main classes: switches, pointing devices and recognition systems. Then we described the most significant ones for each class of input devices and described those based on bio-electric signals. This allowed us to understand the specificity of the processing unit for each class of input devices. In order to design a myoelectric pointing device, we studied each component of bio-electric input devices, namely the human neuro-motor system, the detection and amplification, and the processing unit. Then we designed a prototype, called BIOLINK, which allows a user to position a cursor and select a target on a screen with two muscular sites. Finally, we tested BIOLINK with a performing task based on the Fitts'law which relates the size and the distance of a target to the time required for the hand to reach it. The main results show, for the same task, a positioning time of 3 seconds for BIOLINK compared to 1 second for the mouse after 10 sessions.The power law of practice and the Fitts'law are both confirmed for a myoelectric pointing device. According to the power law of practice, a user can hope to obtain a positioning time comparable to the one of the mouse after two weeks of practice. These results show that BIOLINK is a promising tool for assisting disabled people in regaining a normal live.

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier Jean-Marc Robert, mon directeur de maîtrise, qui m'a aidé et soutenu tout au long de cette recherche. La compagnie BIOLINKA qui a financé cette recherche. Michel Bertrand pour m'avoir enseigné les notions de génie bio-médical tant nécessaires à la réussite de cette recherche. Christian Boulay pour m'avoir enseigné l'électronique. Roger Blais qui a financé les salaires des sujets expérimentaux. Denis Aubin qui m'a aidé à assembler les prototypes. Marc Saint-Cyr qui m'a aidé à réaliser les dessins techniques et, finalement, Geneviève Dubuc, Johanne Audet et Marie Josée Poulin qui ont été sujets expérimentaux.

TABLE DES MATIERES

PAGE

SOMMAIRE.....IV

ABSTRACT..... V

REMERCIEMENTS.....Vl

LISTE DES ANNEXES..... X

LISTE DES TABLEAUX.....Xl

LISTE DES FIGURES.....Xll

INTRODUCTION..... 1

CHAPITRE I - LES DOSPOSITIFS D'ENTREE DE DONNEES POUR LES SYSTEMES INTERACTIFS.....3

I - 1 Les dispositifs d'entrée de données..... 3

l - 1.1 Les interrupteurs..... 6

l - 1.2 Les dispositifs de pointage.....8

l - 1.3 Les systèmes de reconnaissance.....14

I - 2 Les dispositifs bioélectriques.....18

l - 3 Discussion.....27

CHAPITRE ll - CONTROLE ET NATURE DU SIGNAL MYOELECTRIQUE..30

ll - 1 Le système moteur.....30

ll - 1.1 Organisation et composantes du système moteur..... 31

ll - 1.2 Interrelation des niveaux de contrôle..... 33

ll - 1.3 Influences du cortex moteur.....38

ll - 2 Origine du signal myoélectrique.....38

ll - 3 Modèles du signal myoélectrique..... 39

ll - 3.1 Modèle statistique.....39

ll - 3.2 Modèle multiplicatif.....41

ll - 4 Valeur R.M.S. et domaine des fréquences.....43

ll - 5 Conclusion.....46

CHAPITRE lll - DETECTION AMPLIFICATION TRAITEMENT DU SIGNAL MYOELECTRIQUE ET CONCEPTION DE BIOLINK.....47

lll - 1 Détection du signal.....47

lll - 2 Amplification du signal.....52

lll - 2.1 Principales caractéristiques des amplificateurs..... 52

lll - 2.2 Mesures expérimentales préliminaires.....54

lll - 3 Traitement du signal.....59

lll - 3.1 Méthode de traitement.....60

lll - 4 BIOLINK (version préliminaire).....63

lll - 5 BIOLINK.....66

lll - 6 Fonctionnement global de BIOLINK.....68

lll - 7 Conclusion.....71

CHAPITTRE IV - EVALUATION DE LA PERFORMANCE PERFORMANCE HUMAINE AVEC BIOLINK..... 72

IV - 1 Objectifs.....72
IV - 2 Méthode.....73
IV - 2.1 Dispositif expérimental.....73
IV - 2.2 Sujets.....75
IV - 2.3 Tâches.....75
IV - 2.4 Procédure.....77
IV - 3 Résultats.....78
IV - 3.1 Amélioration du temps de pointage en fonction de la pratique.....78
IV - 3.2 La performance de BIOLINK.....83
IV - 4 Discussion.....86

CONCLUSION.....88

BIBLIOGRAPHIE.....91

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 Description statistique du signal myoélectrique.....96

ANNEXE 2 Liste des instructions du programme pour l'évaluation.....101

ANNEXE 3 Schéma du circuit électronique de BIOLINK (version 1)...108

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1 Liste des principaux systèmes de reconnaissance de la parole 15

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1.1 Classification des dispositifs d'entrée de données pour les systèmes intercatifs..... 5

FIGURE 1.2 Schéma du principe de fonctionnement du dispositif du Hugh Macmillan Medical Center.....20

FIGURE 1.3 Schéma du principe de fonctionnement du système MADDM 21

FIGURE 1.4 Schéma du principe de fonctionnement du système Biomuse.....24

FIGURE 1.5 Schéma du principe de fonctionnement du système basé sur la détection des mouvements oculaires.....26

FIGURE 2.1 Les composantes majeures du système moteur ainsi que leurs interrelations..... 34

FIGURE 2.2 Les deux groupes de trajets descendant du tronc cérébral...37

FIGURE 2.3 Activité myoélectrique des triceps et des biceps pour deux types de mouvements.....40

FIGURE 2.4 Amplitude du signal myoélectrique en fonction du temps...44

FIGURE 2.5 Fonction d'autocorrélation du signal temporel modélisé....45

FIGURE 3.1 Circuit équivalent du biopotentiel à l'interface d'une électrode.....49

FIGURE 3.2 Amplitude du signal myoélectrique en fonction du temps...58

FIGURE 3.3 Principe de fonctionnement d'une souris..... 61

FIGURE 3.4 Schéma du circuit de déphasage de 90 deg..... 62

FIGURE 3.5 Schéma du principe de fonctionnement de la version 1 de BIOLINK..... 65

FIGURE 3.6 Schéma du principe de fonctionnement de la version 2..... 67

FIGURE 3.7 Vue d'ensemble du système BIOLINK.....69

FIGURE 4.1 Schéma du principe du dispositif expérimental utilisé pour l'évaluation de BIOLINK..... 74

FIGURE 4.2 Exemple de cible, de la main et du bouton de départ..... 76

FIGURE 4.3 Evolution du temps de positionnement avec BIOLINK en fonction du nombre de séances.....79

FIGURE 4.4 Log du temps de positionnement avec BIOLINK en fonction du log du nombre de séances..... 81

FIGURE 4.5 Evolution du temps de pointage dans le cas de BIOLINK et celui de la souris en fonction du nombre de séances.....82

FIGURE 4.6 Temps de positionnement de BIOLINK et celui de la souris en fonction de l'indice de difficulté de la tâche.....85

INTRODUCTION

Depuis l'Antiquité jusqu'au XIXe siècle, la mise en marche, la manutention et le contrôle de machines dans l'interaction humain-machine ont nécessité des actions mécaniques de la part de l'opérateur humain. Les machines, à cette époque, étaient constituées par des séries d'engrenages actionnés par l'homme. Le moteur a par la suite limité l'action humaine à la mise en marche et au contrôle du moteur.

Avec l'électricité, qui a remplacé en partie les actions mécaniques par des contrôles électriques, on a simplifié la chaîne d'actions mécaniques pour l'opérateur humain. On a pu ainsi construire des machines plus complexes. Parmi celles-ci, certaines, dont les ordinateurs, permettent de traiter et d'emmagasiner de l'information, et d'interagir avec l'opérateur humain dont la seule action mécanique consiste à entrer des données via un dispositif d'entrée.

Dans un avenir rapproché, l'interaction humain-machine devrait être basée sur les moyens naturels de communication comme la détection du geste et de la parole. Cependant, le rêve d'un monde où l'utilisateur transmet ses commandes à la machine par la pensée semble encore bien loin. Bien que difficile à réaliser avec les connaissances scientifiques actuelles, ce rêve peut se concrétiser partiellement en faisant des compromis. L'un d'eux consiste à détecter les signaux efférents du système nerveux via les signaux électriques engendrés lors d'une contraction musculaire.

Dans ce mémoire, nous nous proposons de concevoir, de développer et d'évaluer sur le plan ergonomique un dispositif de pointage myoélectrique pour systèmes interactifs. Ce dispositif doit permettre à des personnes ayant une déficience physique grave (par exemple, la tétraplégie(1)) d'accomplir des tâches élémentaires comme positionner un curseur sur une cible présentée à l'écran, sélectionner cette dernière, puis en les combinant, accomplir des tâches plus complexes comme faire de l'édition électronique, du graphisme, de la musique, de la conception (conception assistée par ordinateur), etc. Ce faisant, en permettant de positionner le curseur et de sélectionner une cible par la détection du signal myoélectrique, ce dispositif met en quelque sorte le système nerveux en contact avec l'ordinateur.

Pour développer un tel système, il est nécessaire d'étudier le système moteur humain, la nature du signal myoélectrique, les méthodes de détection et d'amplification de ce signal, et les types de traitement, afin de les rendre compatibles avec l'ordinateur.

---

(1) Tétraplégie: paralysie des quatre membres.

CHAPITRE 1

LES DISPOSITIFS D'ENTREE DE DONNEES POUR LES SYSTEMES INTERACTIFS

Avant d'entreprendre l'étude des dispositifs myoélectriques d'entrée de données(1) pour les systèmes interactifs, nous allons classifier les dispositifs d'entrée de données, en y incluant ceux qui requièrent des signaux bio-électriques, et décrire leur principe de fonctionnement afin d'en extraire les éléments spécifiques et les éléments communs. Cela va nous servir de référence pour la conception d'un dispositif d'entrée de données myoélectrique original.

1 - 1 Les dispositifs d'entrée de données

> "Un dispositif d'entrée de données est un transducteur entre les propriétés physiques et biologiques du monde et les valeurs logiques d'une application" [adaptée de Card (1990)].

Alors que le télétype à 10 caractères par seconde a été remplacé par des dispositifs de sortie extrêmement rapides (écrans graphiques à haute résolution), le clavier QWERTY, développé par Christofer Latham Sholes vers 1870, est encore à ce jour le dispositif

---

(1) Entrée de données pour les systèmes interactifs: introduction de valeurs logiques dans un système informatique par l'activation d'un dispositif (par ex., clavier, souris).

d'entrée de données le plus important dans le cas des systèmes interactifs. Cependant, les progrès technologiques, les besoins issus des nouvelles tâches effectuées avec l'ordinateur et la poussée des préoccupations ergonomiques ont mené au développement d'une centaine de dispositifs d'entrée de données (Shneiderman 1987). De plus, les recherches visant à rendre l'ordinateur plus accessible aux personnes déficientes sur le plan physique ou mental ont permis de développer plus d'une centaine de dispositifs d'entrée de données adaptés aux déficiences des utilisateurs (Closing The Gap 1990).

On peut utiliser au moins quatre critères différents pour classifier les dispositifs d'entrée de données pour des systèmes interactifs: les méthodes de transduction (par ex., les transducteurs basés sur des phénomènes physiques et physiologiques), les méthodes de pointage (par ex., direct ou indirect, par rapport à un référentiel fixe ou relatif) , la présence d'adaptation ou non pour les personnes ayant une déficience et les modes d'activation(1) (actionner un interrupteur, pointer ou parler et gesticuler). C'est ce dernier critère de classification que nous avons retenu dans ce mémoire.

Comme chacun des modes d'activation favorise une approche différente pour l'utilisation (par ex., presser un bouton, déplacer une souris) et la conception (rôle de la méthode de traitement) d'un dispositif d'entrée de données, on peut grouper, comme le montre la figure 1.1, ceux-ci suivant trois grandes classes qui ne sont pas mutuellement exclusives: les interrupteurs, les dispositifs de pointage et les systèmes de reconnaissance des formes.

---

(1) Mode d'activation: correspond à la façon pour l'utilisateur d'actionner le dispositif d'entrée de données.

- Interrupteurs
  - claviers
    - claviers de dactylo
    - claviers de musique électronique
  - panneaux de contrôle
    - à un ou plusieurs interrupteurs (par ex., **interrupteur du Hugh MacMillan Center**)
- Dispositifs de pointage
  - à pointage direct
    - photostyle
    - écran tactile
    - pointeur oculaire
    - pointeur basé sur le mouvement de la tête
  - à pointage indirect
    - souris
    - boule roulante
    - bâton de commande
    - tablette graphique
    - dispositifs bio-électriques (par ex., **Biomuse Biolink**)
- Systèmes de reconnaissance
  - reconnaissance vocale
    - polylocuteur
      - discret
      - continu
    - monolocuteur
      - discret
      - continu
  - reconnaissance de l'écriture
  - reconnaissance du mouvement
    - du corps (par ex., **MADDM**)
    - de la main

Fig. 1.1: Classification des dispositifs d'entrée de données pour les systèmes interactifs

1 - 1.1 Les interrupteurs

Ces dispositifs favorisent l'entrée de caractères alpha-numériques et la sélection. En changeant l'état d'un interrupteur par son activation (par ex., presser un bouton), l'utilisateur introduit une donnée prédéterminée à l'intérieur du système. On retrouve deux sous-classes: les claviers et les panneaux de contrôle dont les interrupteurs individuels font partie (bouton de la souris, interrupteur du Hugh MacMillan Medical Center, etc.).

Afin de mettre en perspective les éléments spécifiques et les éléments communs des interrupteurs nous allons décrire les principaux dispositifs de cette sous-classe.

Les claviers

Cette sous-classe est constituée des claviers alpha-numériques ou iconiques et des claviers de musique électronique. Les touches (alpha-numériques, iconiques ou de piano) sont des interrupteurs qui, lorsqu'ils sont activés, envoient un code numérique au système interactif.

- les claviers de dactylo: dispositifs constitués de touches alpha-numériques qui peuvent comprendre des touche-fonctions (par ex., centrer, sauver, garder, détruire ...) et des touches de déplacement du curseur qui effectuent une tâche de positionnement. Le clavier QWERTY (AZERTY en français), qui date du milieu du XIXe siècle, est le plus répandu. La disposition des touches du clavier QWERTY visait à diminuer la rapidité de frappe afin de minimiser les risques de croisement des marteaux dans l'utilisation des machines à écrire mécaniques. Le succès de ces machines fut si grand que presque tous les

claviers anglais utilisent cette disposition. L'apparition des claviers électroniques, éliminant ces contraintes mécaniques, a permis le développement d'autres dispositions: le clavier Dvorak, ABCDE, Levasseur, etc. (Montgomery 1982).

Parmi les claviers alpha-numériques ou iconiques, on trouve les claviers adaptés qui sont des claviers sur lesquels le nombre, la disposition, la grosseur, la forme, la sensibilité et la fonctionnalité des touches sont modifiés de façon à permettre l'utilisation du clavier par des personnes déficientes. Par exemple, le grand clavier(1) est muni de touches agrandies, plus distantes les unes des autres que sur un clavier normal et comportant de grandes inscriptions. Il est destiné aux personnes mal-voyantes ou qui ont des mouvements de grande amplitude et une faiblesse musculaire.

- les claviers de musique électronique: ils sont constitués d'un ensemble de touches de piano qui transmettent un code MIDI(2) au synthétiseur de sons. Ce code MIDI permet de déterminer les paramètres que contrôle l'activation d'une touche (par ex., la hauteur, l'amplitude, etc.).

Les panneaux de contrôle

Les panneaux consistent en des boutons permettant de commander des systèmes. Le nombre, la forme, la méthode de transduction, la disposition et la fonctionnalité de ces

---

(1) Fabriqué par TASH Inc., Ontario, Canada.

(2) M.I.D.I: Musical Instrument Digital Interface.

boutons peuvent varier. Lorsqu'il n'y a qu'un seul bouton sur un panneau de contrôle, on parlera d'interrupteur individuel (par ex., le bouton de la souris de l'ordinateur Macintosh). Le dispositif myoélectrique d'entrée de données du Hugh MacMillan Center qui sera décrit dans la section 1-3 appartient à cette classe.

1 - 1.2 Les dispositifs de pointage

Ces dispositifs permettent surtout quatre types de tâches élémentaires pour les systèmes interactifs (Foley et al. 1984): positionner, orienter, suivre et sélectionner. Bien que ces tâches puissent aussi être accomplies par les interrupteurs (par ex., les claviers), les dispositifs de pointage permettent d'accomplir ces tâches plus rapidement et avec moins d'erreurs (Shneiderman 1987). Le principe d'utilisation est le même pour tous. La manipulation du dispositif (activation d'un contrôle linéaire) envoie un code numérique à l'ordinateur, ce qui permet de déplacer le curseur à une position sur l'écran, et l'activation d'un interrupteur (par ex., bouton de la souris, touche de clavier) permet de sélectionner une cible [1]. On peut grouper les dispositifs de pointage en deux sous-classes: les dispositifs à pointage direct et les dispositifs à pointage indirect.

---

(1) La cible peut être la hauteur d'un son sur laquelle on déplace un curseur dans un espace temporel.

Les dispositifs à pointage direct

Les principaux dispositifs que cette sous-classe comprend sont le photostyle, l'écran tactile, le pointeur oculaire et les pointeurs qui relient la position du curseur à la position de la tête (par ex., Head Master[1]). Ils permettent de pointer en déplaçant la main, tenant ou non un objet, vers une cible à l'écran ou en orientant les yeux ou la tête sur celle-ci. Même si la méthode de transduction peut varier (infrarouge, résistif, capacitif, acoustique et bio-électrique), la position du curseur est déterminée par rapport à un système d'axes sur l'écran dans le cas de tous ces dispositifs (Heid 1990). C'est la position absolue de l'instrument de pointage qui est détectée et déterminée par rapport à ce système d'axe. La valeur de cette position est par la suite traitée par un algorithme qui entraîne le curseur à cette position.

Nous allons décrire les principaux dispositifs de cette sous-classe, énumérer leurs principaux avantages et inconvénients et donner leur vitesse de positionnement et leur précision.

- le photostyle (light pen): dispositif qui permet de positionner et de sélectionner une cible en détectant la position du stylet directement sur l'écran. Il est basé sur une méthode de détection infrarouge qui mesure la position du stylet et la plupart utilisent un bouton pour la sélection de la cible. Le stylet varie en épaisseur, longueur, poids, forme et position du bouton de sélection. Il a comme principaux avantages d'être facile à utiliser et plus rapide que la souris; ses principaux désavantages sont de fatiguer le bras, d'obstruer

---

(1) Fabriqué par Head Master.

l'écran en raison de la présence de la main de l'utilisateur et d'exiger le retrait de la main de l'utilisateur du clavier (Tyler 1984). Le stylet a une vitesse de positionnement de 180 pixels[1]/s, et une précision de 6,5 pixels avec un intervalle de confiance de 95% (Albert et al. 1982).

- l'écran tactile: dispositif qui permet de positionner et de sélectionner directement sur l'écran, avec le doigt, en détectant la position de la main à la surface de l'écran par des méthodes optiques, résistives, capacitives ou acoustiques. Il a les mêmes avantages que le stylet interactif en plus d'éliminer la prise d'un objet par l'utilisateur. Cependant, le problème de la fatigue du bras demeure et la précision est limitée par la grosseur du doigt (Tyler 1984). De plus, la stratégie de sélection que les logiciels utilisent, n'accepte que le toucher immédiat du doigt sur l'écran pour sélectionner la cible déniant ainsi l'opportunité de vérifier si le choix est correct en cas d'erreur. La vitesse de positionnement est de 200 pixels/s et la précision est de 11 pixels, avec un intervalle de confiance de 95% (Albert et al. 1982).

- le pointeur oculaire: dispositif qui permet de positionner le curseur directement en mesurant la position angulaire de l'oeil. Pour sélectionner la cible, il faut soit la fixer intensément pendant un certain temps ou appuyer sur un bouton externe. Ce pointeur est basé sur des méthodes de détection optiques (détection à distance de la réflexion de la lumière) ou bio-électriques (EOG). Il a comme avantage de libérer les mains mais il est onéreux. Sa vitesse de positionnement et sa précision sont de l'ordre de celles de l'écran tactile (Ware et al. 1987). Parce que la méthode de détection du mouvement oculaire qui

---

(1) Il y a environ 12 pixels par centimètre.

requiert des signaux bio-électriques est encore utilisée de nos jours, ce dispositif sera décrit avec plus de détails dans la section 1-2.

- le pointeur basé sur le mouvement de la tête: dispositif qui permet de relier la position de la tête à celle du curseur. Il est constitué d'un casque léger sur lequel est greffé un dispositif d'émission ou de réflexion infra-rouge dans le but de mesurer la position de la tête. Pour sélectionner la cible, il faut serrer légèrement un bâton avec les dents. Cela permet de libérer les mains (ce qui est utile pour ceux qui ne peuvent pas les utiliser) tout en étant moins coûteux que le pointeur oculaire. Par contre, il a le désavantage d'encombrer la tête. Il a une vitesse et une précision semblables à celles de l'écran tactile et du pointeur oculaire (Andres et al. 1990).

Les dispositifs à pointage indirect

Les principaux dispositifs de cette sous-classe sont la souris, la boule roulante ou la souris inversée, le bâton de commande, la tablette graphique et certains dispositifs bio-électriques (Biomuse et BIOLINK, qui seront décrits dans la section 1-3 de ce chapitre et au chapitre 3). Il s'agit de dispositifs qui permettent de positionner le curseur sur l'écran en déplaçant un objet sur une surface plane (table ou tablette), en fléchissant un bâton sur une base, en roulant une boule sur un socle ou en contractant un muscle. Ils varient donc par la façon dont ils sont actionnés et aussi par leur méthode de transduction (optique, acoustique, résistif), par la forme et le poids.

Nous allons maintenant décrire les principaux dispositifs de cette sous-classe, énumérer leurs principaux avantages et inconvénients, et donner leur vitesse de positionnement et leur précision.

- la souris: dispositif qui permet de déplacer le curseur sur l'écran en déplaçant le boîtier de celui-ci sur une surface plane. La mesure du déplacement de la souris est déterminée par rapport à la position précédente de celle-ci sur la surface. Les souris se différencient entre elles par les types de mécanismes de transduction (mécanique, opto-mécanique et optique) utilisés pour mesurer les déplacements, le nombre de boutons, la position du senseur, le poids, la grosseur et la présence ou non de fils (Heid 1990). Elles ont comme avantages de maintenir la main dans une position confortable, d'avoir un bouton de sélection facile à atteindre et d'être plus précises que les écrans tactiles. Elle ont cependant comme désavantages d'occuper une grande surface de bureau et d'exiger, de la part de l'utilisateur, de retirer sa main du clavier pour la manipuler. Elle doit en outre être soulevée et remise en place pour les longs déplacements (Shneiderman 1987). La vitesse de positionnement est d'environ 150 pixels/s et la précision est de 4,5 pixels, avec un intervalle de confiance de 95% (Albert et al. 1982).

- la boule roulante: il s'agit habituellement d'une boule de 5 à 15 cm de diamètre qui permet de déplacer le curseur sur l'écran par rotation. Elle est souvent décrite comme une souris inversée, car elle requiert une méthode de transduction optique ou opto-mécanique identique pour mesurer les rotations et les traduire en déplacements du curseur. Elle varie selon la forme, la grosseur du boîtier sur lequel elle est montée et le nombre de boutons. Elle offre l'avantage d'occuper moins d'espace de bureau que la souris et peut

être manipulée vigoureusement tout en étant aussi rapide et précise que la souris (Heid 1990). L'utilisateur doit cependant retirer sa main du clavier pour l'atteindre.

- le bâton de commande: dispositif qui permet de relier la force de fléchissement dans une direction aux déplacements du curseur sur l'écran. On l'a longtemps utilisé comme un dispositif de contrôle dans les automobiles et les avions. Il varie en longueur, en grosseur, en sensibilité eu égard à la force de déplacement, en nombre de boutons et par la méthode d'ancrage pour la base. Il offre un avantage, soit celui de pouvoir suivre un objet sur l'écran parce qu'il ne nécessite que de petits déplacements. Ainsi, il est facile de changer de direction. Toutefois il est moins rapide et précis que la souris ou la boule roulante. La vitesse de déplacement est de 50 pixels/s et la précision est de 6 pixels avec un intervalle de confiance de 95% (Albert et al. 1982).

- la tablette graphique: dispositif qui permet de positionner et de sélectionner une cible sur un écran en déplacant un objet sur une surface sensible séparée. Elle varie selon le type d'objet utilisé pour positionner (doigt, stylet, rondelle, etc.) et par la méthode de détection de la position de celui-ci (optique, acoustique ou électronique). L'objet est positionné de façon absolue par rapport à un système d'axes sur la tablette. Ce dernier est relié à un autre système d'axes sur l'écran. La tablette graphique offre aussi l'avantage de maintenir la main dans une position confortable. De plus, sa surface peut être plus large que celle de l'écran (Shneiderman 1987). La vitesse de positionnement est de 150 pixels/s et la précision est de 4,5 pixels avec un intervalle de confiance de 95% (Albert et al.1982).

Les autres dispositifs de la figure 1.1 seront traités dans le section 1-2 parce qu'ils sont basés sur une méthode de transduction bio-électrique.

1 - 1 .3 Les systèmes de reconnaissance

Cette classe est constituée de trois sous-classes: les systèmes de reconnaissance vocale, de reconnaissance d'écriture et de reconnaissance du mouvement. Nous allons décrire les principales caractéristiques de chacune de ces sous-classes.

Les systèmes de reconnaissance vocale

Les systèmes, présentés au tableau 1.1, détectent les sons émis par la voix et les numérisent. Une unité de traitement retire les informations redondantes et la plupart de ces systèmes engendrent un vecteur jusqu'à 20 points flottants à chaque .01 seconde de parole (Lee et al. 1990). À l'aide d'une banque de données, ils associent ces vecteurs à d'autres semblables qui constituent un mot connu. Ils sont classifiés en système monolocuteur ou polylocuteur selon qu'ils reconnaissent la voix d'un seul locuteur ou de plusieurs locuteurs et en système de reconnaissance discrète ou continue selon qu'ils requièrent une pause entre les mots ou pèrmettent de parler naturellement. Ils se différencient aussi par la taille du vocabulaire et le taux de reconnaissance (précision). Bien que tous les fabricants prétendent que leur système atteint un taux de reconnaissance de plus de 95%, aucune évaluation sérieuse n'a encore été effectuée afin de comparer les différents produits. En pratique, ces estimations sont confuses car elles dépendent de plusieurs paramètres comme le choix des mots, le bruit environnant et le modèle linguistique (par ex., modèle syntaxique) (Lee et al. 1990). Parce qu'il n'y a pas de

Fabricant	Nom système	Poly/mono locuteur	discret/continu	Taille du vocabulaire
Speech Systems	DS200	poly	continu	40,000
Voice Processing C.	VPC-1000	poly	continu	13
Verbex Voice System	Verbex7000 Verbex6000	mono mono	continu continu	1980 300
Votan	VoiceCard VPC-2100	mono	continu	125
Verbex Voice System	Vervex5000	mono	continu	80
Texas Instruments	TI Voice Card	mono	continu	50
Dragon Systems	Dragon Dic.	poly	discret	25,000
Scott Instruments	SIR Model20	poly	discret	160
Voice Control System	VR-4	poly	discret	50
Voice Control System	Tele-Rec	poly	discret	16
Kurtzweil Applied Intelligence	Voice Report	mono	discret	5,000
Dragon Systems	Dragon Wri.	mono	discret	1,000
Cherry Electrical	VoiceScribe 1000 Plus	mono	discret	1,000
Voice Recognition Technologies	VoiceBox	mono	discret	500
The Voice Connection	introvoice5 PTVC-756	mono mono	discret discret	250 250
Articulate Systems	Voice Navigator	mono	discret	200
Covox	Voice Master Key	mono	discret	64

Tableau 1: Liste des principaux systèmes de reconnaissance de la parole (tiré et adapté de Lee et al. 1990).

données objectives, nous ne présentons pas le taux de reconnaissance au tableau 1.1. Les systèmes de reconnaissance de la parole ont comme avantages d'offrir un moyen d'expression facile, de permettre une grande vitesse d'entrée de caractères, d'éliminer les limitations physiques traditionnelles dans l'interaction avec l'ordinateur (par ex., travailler avec l'ordinateur dans une pièce noire ou sans s'asseoir au clavier) et permettre de travailler avec l'ordinateur même si les deux mains sont occupées. Cependant, ils nécessitent un long apprentissage et bien qu'ils puissent être utiles pour positionner un curseur et sélectionner une cible sur l'écran, on peut croire que la plupart des autres dispositifs de pointage demeurent plus rapides et plus précis pour effectuer des tâches spatiales comme du dessin. Par ailleurs, la plupart sont onéreux par rapport aux autres dispositifs.

Les systèmes de reconnaissance d'écriture

Leur principale caractéristique est de permettre de reconnaître l'écriture et de la traduire en texte (ex., le Personal Writer de Personal Writer, le Palmtop de Sony et le NoteBook de Cannon AI) (Webster 1989). Ils consistent en une tablette sensible basée sur des méthodes de transduction (optiques, acoustiques ou élecroniques) qui permettent d'allumer ou d'éteindre un pixel lorsqu'une région est activée par un stylet. L'unité de traitement fonctionne sur des principes semblables à ceux des systèmes de reconnaissance de la parole. L'apprentissage est long, le taux reconnaissance de même que le taux d'entrée de caractères sont bas. Cependant, ces problèmes pourront être résolus dans un proche avenir, offrant une solution de rechange pour l'entrée de données (Martin 1990).

Les dispositifs basés sur la reconnaissance du mouvement

Ces dispositifs permettent de reconnaître les mouvements des membres du corps afin de coder des activités comme danser, gesticuler ou marcher et de les traduire en sons et images. Les principaux dispositifs qui détectent les mouvements du corps sont: MADDM(1) (voir la section 1-2), Mandella(2), Infralink(3), et ceux qui détectent les mouvements de la main sont: Data Glove de VPL, Hand Master de Exxos, Power Glove de Mattel et Infralink de Biolinka. Ces dispositifs requièrent, en ce qui concerne la détection, des transducteurs optiques, piézo-électriques, ultra-soniques, magnétiques ou des électrodes de surface. Ils traitent les informations relatives à ces mouvements de façon à ce qu'elles correspondent à des commandes informatiques qui permettent soit de contrôler des éléments sonores ou musicaux, soit de déplacer une main virtuelle. Ils offrent l'avantage de permettre d'agir naturellement (danser, gesticuler, marcher) dans le but de naviguer et d'interagir dans une réalité virtuelle, de traduire les mouvements d'un danseur en sons musicaux ou pour interagir avec des jeux vidéo.

---

(1) MADDM: Music Activated Danced Directed Music.

(2)Mandella: l'image du corps est détectée par une caméra vidéo. Cette image est numérisée et un logiciel la projette dans un monde infographique. Ce dispositif permet, entre autres, de convertir les mouvements d'un danseur en sons musicaux. Il est fabriqué par VIVID EFFECTS INC.

(3) Infralink: il s'agit d'un dispositif qui détecte les déplacements du corps ou des membres du corps, comme la main, en mesurant les variations d'énergie dans un espace 3-D à l'aide d'un système optique. Ce dispositif permet de contrôler de manière continue les déplacements d'un curseur dans un espace 3-D. Il est fabriqué par BIOLINKA.

Maintenant que nous avons étudié comment les dispositifs d'entrée de données sont classifiés et décrit les principaux dispositifs de chaque classe, examinons les dispositifs basés sur des signaux bio-électriques.

1 - 2 Les dispositifs bio-électriques

Historiquement, l'idée d'utiliser des paramètres physiologiques, tels que les ondes cérébrales, le signal myoélectrique et les mouvements oculaires, pour contrôler des systèmes remonte au début du siècle. Par exemple, Rickle suggérait, en 1918, à travers sa poésie, de transformer des phénomènes biologiques, tels que les battements du coeur, en sons musicaux (Rilke, 1978). L'histoire du film Brainstorm (1) est basée sur un appareil capable de lire la pensée. Les premières expériences de contrôle myoélectrique des prothèses ont été faites à l'Exportness de Hanovre, en 1948, par Reynold Reiter (Reiter 1948). Par ailleurs, des expériences de bio-feedback utilisant les ondes cérébrales comme signal de contrôle ont été réalisées dans les années 1960 lors de performances musicales (Eaton 1971; Rosenboom 1976). Afin de se familiariser avec les dispositifs d'entrée de données basés sur la mesure des signaux bio-électriques et de les comparer, voici une description de leur principe de fonctionnement.

---

(1) Réalisé par Turgnott en 1982.

- Le dispositif myoélectrique du Hugh Macmillan Medical Center

Ce système permet d'activer un interrupteur à partir des signaux myoélectriques (Kurtz 1989). Par exemple, on peut écrire un texte en sélectionnant des caractères affichés à l'écran. Ce dispositif est principalement destiné aux personnes dont la déficience physique est grave (par ex., les personnes atteintes de paralysie cérébrale).

L'étude de son principe de fonctionnement indique que chacun des deux canaux est composé d'un module de détection, d'amplification et de traitement du signal; de plus, le système inclut le logiciel et la carte PC-serial Aid (figure 1.2). Le module de détection utilise des électrodes de surface, de type Otto Bock, qui comprennent le module d'amplification. Elles comportent un bouton pour ajuster la sensibilité (le gain). L'unité de traitement, qui comprend deux canaux, détermine si le niveau d'activité myoélectrique est suffisamment élevé pour déclencher un signal logique (5 V). Un connecteur achemine ce signal logique par le canal utilisé vers la carte PC-Serial Aid. L'alimentation du système se fait à l'aide de piles rechargeables afin d'assurer une immunité électrique.

- MADDM (Music Activated Dance Directed Music)

Ce système (Gillet et al. 1985) permet de traduire les mouvements d'un danseur en sons musicaux par la mesure des contractions musculaires responsables de ces mouvements par la détection du signal myoélectrique

La figure 1.3 présente un schéma du principe de fonctionnement du système. Ce dernier comprend un amplificateur d'instrumentation qui achemine les signaux captés par

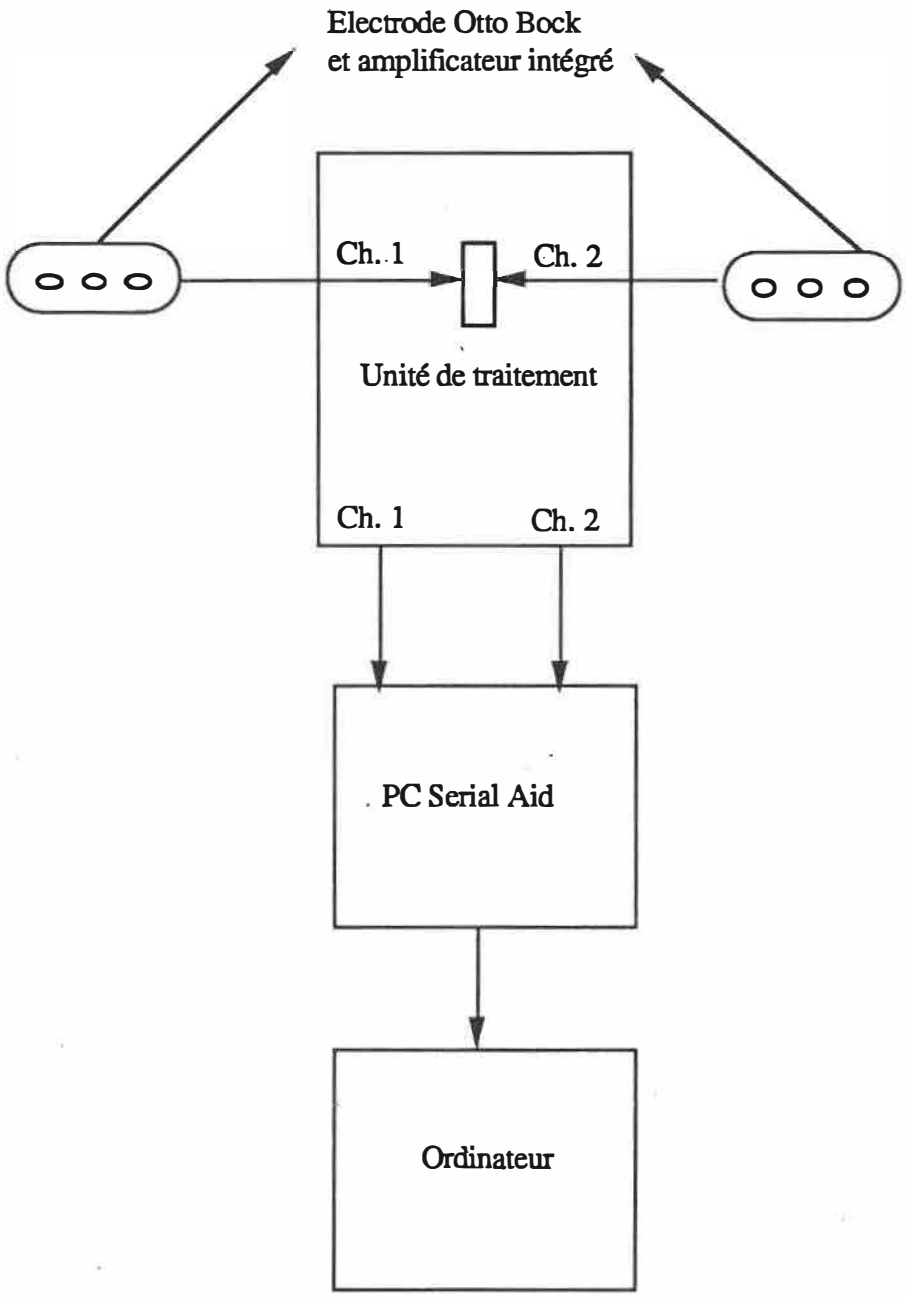


Fig. 1.2: Schéma du principe de fonctionnement du dispositif myoélectrique d'entrée de données du Hugh MacMillan Medical Center

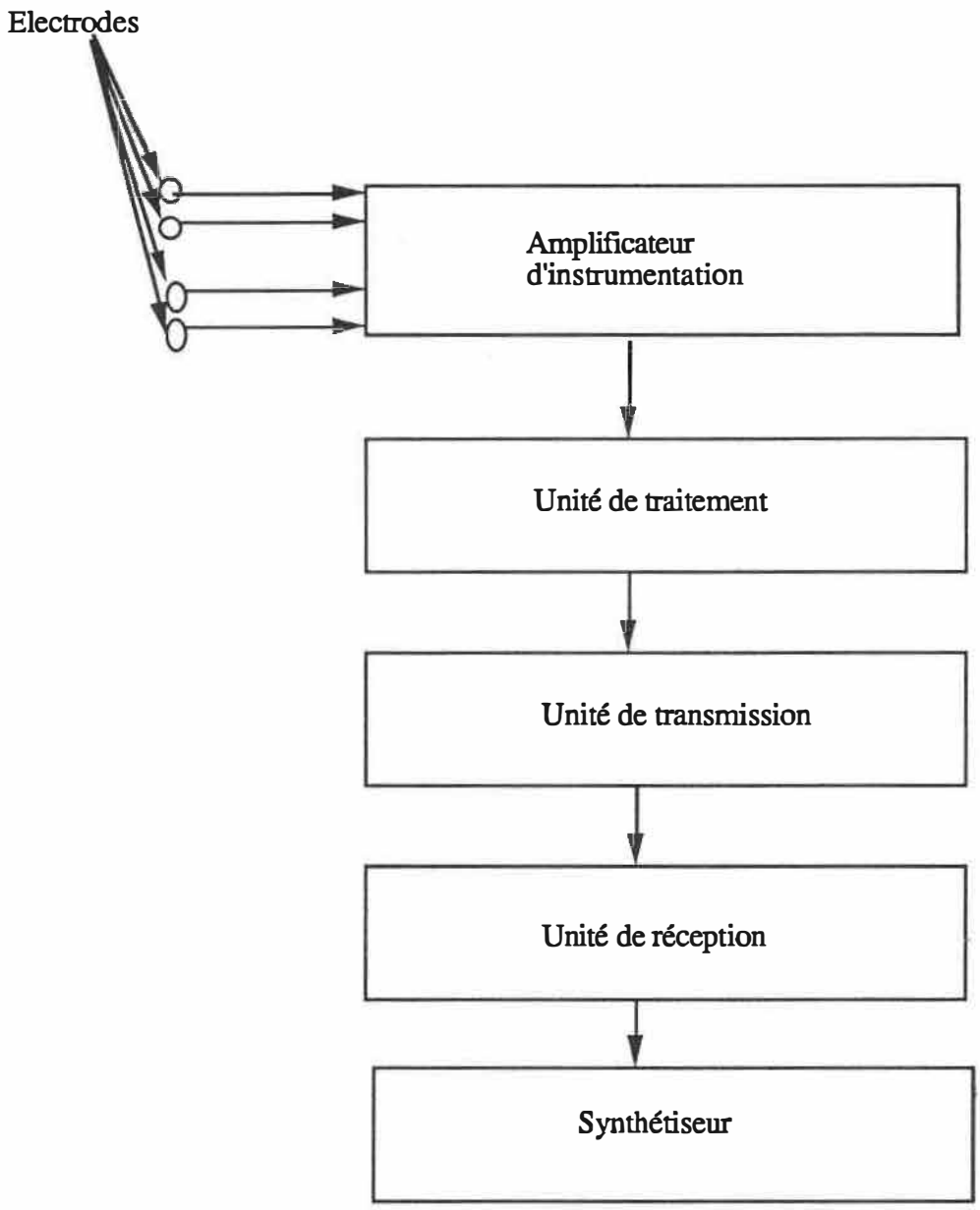


Fig. 1.3: Schéma du principe de fonctionnement du système MADDM

des électrodes à la surface de la peau. Le signal est par la suite rectifié et filtré afin de traduire l'activité myoélectrique en un voltage continu. Comme la direction des mouvements est déterminée par la différence entre les forces de contraction des muscles agonistes et antagonistes, le système détermine, en comparant les niveaux d'activité de ces deux groupes musculaires opposés, la direction et la vitesse du mouvement. Le design de ce système compense le désavantage d'un grand nombre de composantes en raison de la petite taille physique des circuits. Les composantes que le danseur doit porter comprennent un groupe de petits modules qui sont attachés à une ceinture spéciale au niveau de la taille et un ensemble de bandeaux comprenant chacun une paire d'électrodes de surface. Le signal est transmis par des fils à la ceinture. Cette dernière comprend deux modules séparés soit un module de traitement et un module de transmission du signal. Le module de traitement compare les niveaux relatifs des signaux qu'il reçoit et transmet la différence entre ces deux signaux au second module. Le signal que le module de transmission reçoit de chaque canal de traitement est une paire de signaux numériques. Le module de transmission comprend des oscillateurs, un sommateur et un transmetteur FM. Chaque oscillateur représente un canal distinct. Le signal est transmis à une unité de réception comportant le récepteur FM, le circuit de décodage et le circuit logique pour sauvegarder l'information et contrôler le synthétiseur.

- Biomuse

Ce système (Knapp et Hugh, 1990) offre la possibilité de faire de la musique à partir de signaux bio-électriques, tels que le signal myoélectrique, les ondes cérébrales (EEG) et le potentiel oculaire (EOG). Par exemple, on peut pointer la hauteur d'un son en contractant un muscle. On peut aussi déterminer l'image stéréo en déplaçant le regard ou

bien moduler l'amplitude des sons en faisant transiter les ondes cérébrales de l'état alpha à l'état bêta. Ce système portable est utile pour les musiciens aventureux qui désirent maîtriser plusieurs éléments musicaux en même temps. De plus, il pourrait permettre à des personnes ayant une déficience physique de faire de la musique. Le CEM (Center for Electronic Music de New York) finance actuellement un programme qui va aider les personnes ayant une déficience physique à utiliser Biomuse.

L'étude du principe de fonctionnement du système indique qu'il comporte deux composantes séparées (voir la figure 1.4): l'interface bio-électrique et l'unité de traitement. L'interface bio-électrique détecte les signaux électriques engendrés par les muscles, le cerveau et le mouvement des yeux au moyen d'électrodes de surface. Les signaux de trois sites musculaires, de l'EEG des lobes occipital et frontal sont mesurés ainsi que les mouvements horizontaux et verticaux des yeux. Ces sept signaux permettent de produire sept contrôleurs MIDI. Le coeur de l'unité de traitement est constitué d'une puce de traitement numérique Texas Instrument TMS320C25. Celle-ci détermine le degré d'amplification de chaque canal d'entrée, analyse chaque signal d'entrée en temps réel, reçoit et envoie de l'information à un ordinateur par la voie d'une interface standard RS-232. De plus, cette puce reçoit et envoie de l'information par l'intermédiaire de deux ports MIDI et envoie de l'information par l'intervention d'un convertisseur (numérique vers analogique) à un port analogique. Le convertisseur extrait l'information des données biologiques, information qui va être utilisée pour contrôler des paramètres MIDI. Le logiciel de l'ordinateur personnel permet de contrôler la sensibilité et le seuil d'activité bio-électrique nécessaire pour accomplir une action.

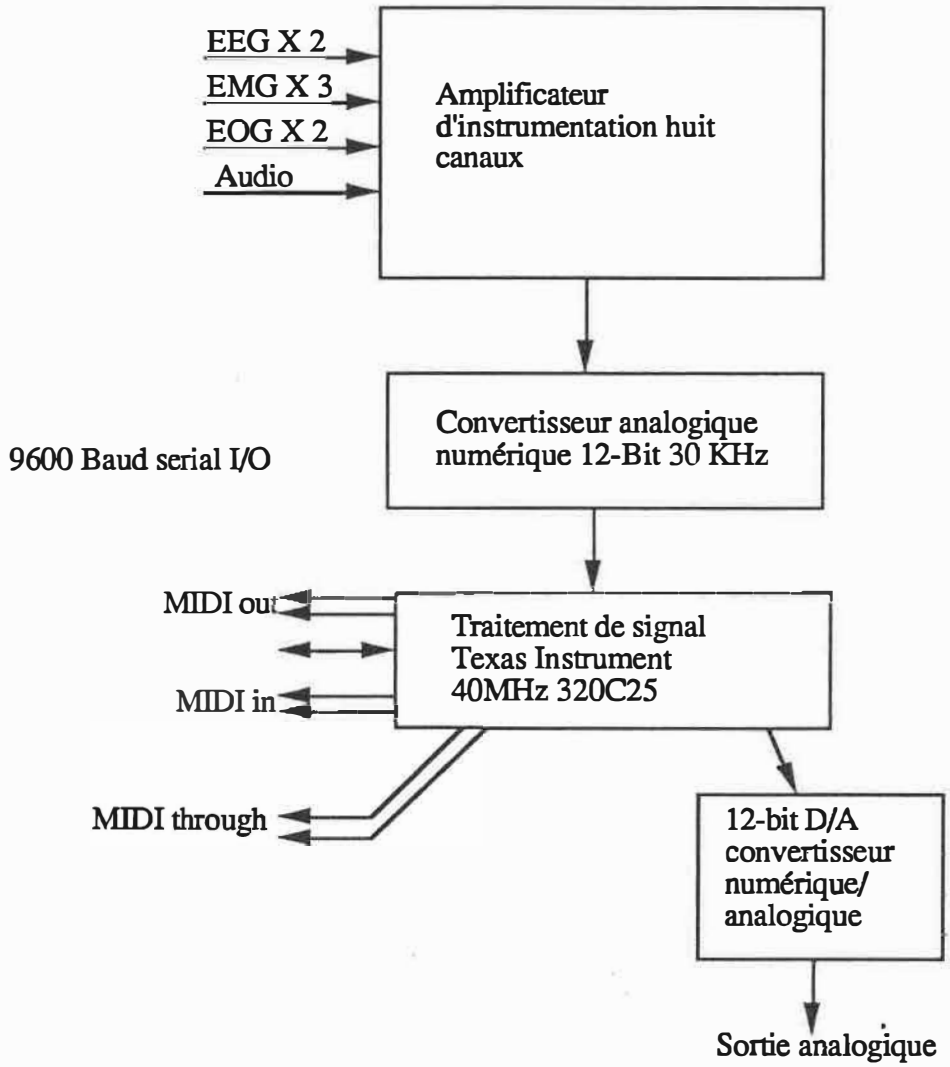


Fig. 1.4: Schéma du principe de fonctionnement du système Biomuse

- Le pointeur oculaire

Il s'agit d'un dispositif qui traduit les mouvements de l'oeil de l'utilisateur en déplacement du curseur sur l'écran. Les dispositifs utilisant la détection des mouvements oculaires afin de positionner un curseur sont utilisés plus fréquemment par les personnes ayant une déficience ne leur permettant d'utiliser que l'oeil (Just et al. 1981; Merchant et al. 1974). Bien que plusieurs méthodes de détection des mouvements oculaires existent: EOG (électro-oculographie), lentille cornéenne (il s'agit d'un verre de contact placé sur le globe oculaire), méthodes optiques (détection à distance de la réflexion de la lumière dirigée sur des structures du globe oculaire, telles que la limite entre l'iris et la scléra, le contour de la pupille et la cornée), seule l'EOG détecte un signal bio-électrique (la différence de potentiel entre la cornée et la rétine). Toutes ces méthodes supposent que la tête est immobile (Jacob 1990). Cependant, en utilisant une méthode optique qui détecte le mouvement de deux structures du globe oculaire, il est possible de distinguer le mouvement de la tête de celui de l'oeil, et la tête n'a pas besoin, dans ce cas, d'être immobile (par ex., Model 3250R Eye Tracker)(1). Cette méthode est évidemment plus pratique et plus facile pour l'utilisateur (Jacob 1990).

Comme le montre la figure 1.5, ce système comprend une unité de détection de la position angulaire de l'oeil et une unité de traitement de signal. Il détermine la direction du regard à l'aide d'électrodes de surface placées au niveau de l'oeil , lesquelles mesurent le dipôle électrique formé par la différence de potentiel entre la cornée et la rétine. Par la suite, un convertisseur numérise le signal bio-électrique afin de le traiter à l'aide

(1) Waltham, Mass.

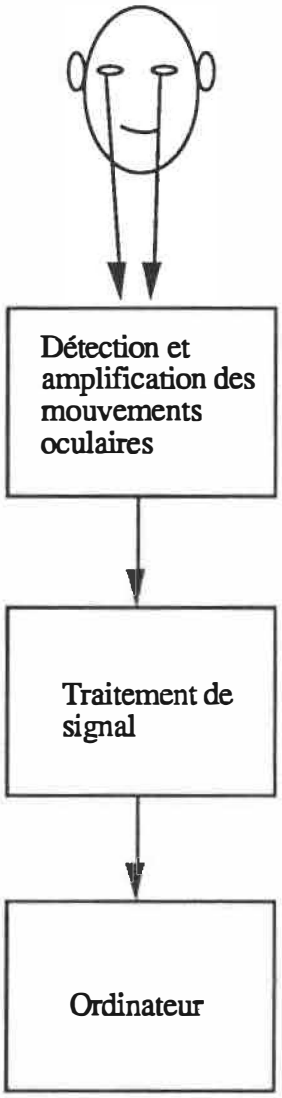


Fig. 1.5: Schéma du principe de fonctionnement du système basé sur la détection des mouvements oculaires

d'algorithmes qui vont traduire l'orientation du dipôle électrique en position du curseur sur l'écran. Dans le cas de la méthode optique, une caméra de télévision numérise l'image produite par une source infra-rouge. Par la suite un système de traitement de signal détecte la lumière réfléchie par les limites entre deux structures de l'oeil. Le calcul de la position de ces deux images permet de déterminer la position du regard avec une précision de $0{,}5^0$. Cette valeur numérisée est par la suite reliée aux coordonnées du curseur sur l'écran, permettant ainsi de relier la position du curseur à celle du regard. L'évaluation du temps de positionnement du curseur sur l'écran en fonction de l'indice de difficulté (Id[1]) (Card 1990) démontre que, pour des tâches de sélection de cible simples, ce dispositif de pointage est plus rapide que la souris et ce, indépendamment du mode de sélection (interrupteur externe, action de fixer la cible pendant un intervalle de temps) (Ware et al. 1987). Malgré cet avantage, le taux d'erreur demeure élevé (jusqu'à 22%). Ce type de dispositif de pointage est onéreux, mais il pourrait être utile dans le cas des tâches où la grosseur des cibles est de plus de deux caractères (à cause de son imprécision) et où les mains sont occupées à d'autres fins.

I-3 Discussion

Le regroupement des dispositifs d'entrée de données en trois classes, soit les interrupteurs, les pointeurs et les systèmes de reconnaissance de formes, ainsi que la description des principaux dispositifs de chacune des classes nous permettent de mettre en évidence que le rôle de la méthode de traitement est spécifique à chaque classe. Par exemple, on doit obtenir des signaux ayant 0 ou 5 volts dans le cas des interrupteurs,

---

(1) Id= log2(2D/G) où D= la distance de la cible et G= la grosseur de la cible.

engendrer un contrôle linéaire telle qu'une onde carrée de fréquence proportionnelle à la vitesse de déplacement, et mesurer la position dans l'espace pour les dispositifs de pointage et, reconnaître les formes dans le cas des systèmes de reconnaissance. Pour le développement d'un dispositif d'entrée de données, les contraintes pour le traitement de signal (par ex., modulation de fréquence, algorithme de reconnaissance) sont donc spécifiques à chacune des classes, que les dispositifs soient basés sur des signaux bio-électriques ou non.

De plus, en décrivant les dispositifs basés sur des signaux bio-électriques, on remarque qu'ils ont en commun une unité constituée du système neuro-moteur, une unité de détection et d'amplification et une unité de traitement. Dans ces cas, le rôle du système neuro-moteur est d'engendrer et de contrôler les signaux bio-électriques, le rôle de l'unité de détection est de recueillir et d'acheminer les signaux bio-électriques avec l'amplification requise pour l'unité de traitement. Quant au rôle de l'unité de traitement, il s'agit de convertir le signal afin qu'il soit compatible avec le port d'entrée de l'ordinateur. Par contre, les dispositifs bio-électriques se différencient des autres dispositifs par une méthode de transduction spécifique (mesure des signaux bio-électriques à l'aide d'électrodes de surface), et ils se distinguent entre eux par le type de signal et de classe auxquels ils appartiennent. Par exemple, pour le signal myoélectrique, ces différences sont en rapport avec le type de traitement qui est caractéristique pour chacune des classes .

Comme aucun des dispositifs basés sur le signal myoélectrique ne permet de positionner un curseur sur l'écran et de sélectionner une cible (Biomuse ne permet que de pointer sur la hauteur d'un son), que le signal myoélectrique a déjà démontré qu'il offre un bon contrôle des prothèses (Scott 1974) et que de plus en plus de logiciels font appel à

des dispositifs de pointage, on propose de développer un dispositif de pointage basé sur la mesure du signal myoélectrique qui permette de positionner un curseur sur une cible avec une vitesse et une précision comparables à celles des autres dispositifs de pointage. De plus, il devra avoir comme avantage d'éliminer l'encombrement des membres, tels que les bras afin de permettre à des personnes ayant une déficience grave de pouvoir positionner le curseur sur une cible à l'écran et la sélectionner avec une performance comparable à celle des autres dispositifs. Dans les chapitres suivants, nous allons étudier les éléments de connaissance requis pour la conception d'un tel dispositif, soit le système moteur humain, la nature du signal myoélectrique, puis les méthodes de détection, d'amplification et de traitement du signal bio-électrique.

CHAPITRE II

CONTROLE ET NATURE DU SIGNAL MYOELECTRIQUE

Ce chapitre présente le processus de l'engendrement et du contrôle du signal myoélectrique. Pour ce faire, on doit examiner le fonctionnement du système moteur et décrire le comportement du signal.

II - 1 Le système moteur

Le rôle du système moteur est de nous permettre de déplacer notre corps et nos membres par rapport aux objets qui nous entourent et de maintenir notre posture. Le système moteur agit sur l'environnement en transformant de l'information en énergie mécanique par une force de contraction musculaire contrairement au système sensoriel qui, pour sa part, transforme de l'énergie physique en information (Kandel 1985) .

Le contrôle du mouvement et de la posture est assuré en ajustant le degré de contraction des muscles squelettiques uniquement. Ce contrôle nécessite un flot continu d'informations afférentes de la périphérie.

Il y a trois types de récepteurs afférents:

- les extérocepteurs qui fournissent de l'information sur les coordonnées spatiales d'un objet;

- les propriorécepteurs qui fournissent de l'information sur la position du corps dans l'espace, l'angle des joints ainsi que la longueur et la tension des muscles;

- la combinaison des extérocepteurs et des propriorécepteurs qui fournit de l'information sur les conséquences des actions.

Les contraintes physiques des muscles des os et des joints, de même que les propriétés complexes des charges auxquelles ils sont rattachés demandent que le système moteur calibre des commandes basées sur des expériences antérieures. Les performances motrices qui s'en suivent dépendent principalement de l'apprentissage.

Comme le système moteur est d'une extrême complexité, on présente ici un condensé simplifié des éléments nécessaires à la compréhension du contrôle myoélectrique exercé par le système moteur. Ces éléments sont le rôle, l'organisation, les composantes, les interrelations des niveaux de contrôle et les influences.

ll - 1.1 Organisation et composantes du système moteur

Le système moteur est hiérarchisé. Les différents comportements moteurs peuvent être classifiés en se basant sur le degré d'automatisme des comportements allant des plus automatiques (réflexes) aux moins automatiques (mouvements volontaires). L'origine des comportements automatiques est localisée au niveau de la colonne vertébrale alors que celle des comportements moins automatiques est localisée dans des centres nerveux plus élevés comme les aires prémotrices du cortex cérébral. Les circuits neuraux, qui sont à l'origine de ces comportements, sont localisés dans les quatre principales régions suivantes:

- la colonne vertébrale
- le tronc cérébral
- le cortex moteur
- l'aire corticale prémotrice.

La colonne vertébrale, partie la plus caudale du système nerveux central, reçoit l'information de la peau, des os, des joints et des muscles et renvoie des commandes motrices réflexes ou volontaires. Elle est responsable de l'organisation de la plupart des stimuli automatiques. Même séparée du cerveau, la "circuitrie" est suffisante pour provoquer une variété de comportements automatiques. Ces comportements sont connus sous le nom de réflexe.

Le tronc cérébral, qui est rostral (au-dessus) à la colonne vertébrale, contient le bulbe rachidien, le pont et le mi-cerveau. Il a comme rôle d'effectuer la médiation d'un grand nombre de fonctions (posture, contrôle des muscles proximaux, etc.) Il contient le système neuronal nécessaire pour intégrer les commandes motrices provenant des niveaux plus élevés, aussi bien que pour traiter l'information provenant des sens, véhiculée par la colonne vertébrale. Le tronc cérébral est essentiel pour traiter les signaux afférents reliés aux noyaux nerveux crâniens. Tous les signaux moteurs efférents passant par la colonne vertébrale proviennent du tronc cérébral, sauf les liens corticospinaux.

Le cortex moteur, situé à l'aire de Brodman 4, est le noyau d'où les actions du plus haut niveau de l'organisation corticale convergent. C'est de cette aire que certaines commandes motrices, nécessitant un traitement cortical, sont envoyées du tronc cérébral aux autres structures sous-corticales et à la colonne vertébrale (Kuyper 1981).

L'aire corticale prémotrice, dernier niveau de la hiérarchie, est localisée dans l'aire de Brodman 6. L'aire prémotrice a la responsabilité de repérer les cibles dans l'espace, de choisir le trajet d'une action et de programmer un mouvement. Ces aires sont reliées par des fibres cortico-corticales aux cortex préfontal et pariétal postérieur.

Enfin, deux autres parties du cerveau sont importantes pour les fonctions motrices: le cervelet et le ganglion basal. Le cervelet ajuste les actions du tronc cérébral et du cortex moteur. Cependant le rôle du ganglion basal n'est pas très connu (Kandel 1985).

Maintenant que les principales composantes de l'organisation du système moteur sont connues, étudions comment elles sont hiérarchisées et comment elles interagissent.

ll - 1.2 Interrelations des niveaux de contrôle

Le tronc cérébral et les cortex moteur et prémoteur sont à la fois organisés hiérarchiquement et parallèlement, ce qui leur permet d'agir indépendamment (Bernstein 1967). Ce type d'organisation permet à des commandes de niveau supérieur de modifier ou d'arrêter certains comportements réflexes. La combinaison des contrôles parallèles et hiérarchiques résulte en une superposition des différents éléments du système moteur (voir figure 2.1). Cette superposition permet aux commandes motrices d'être divisées en

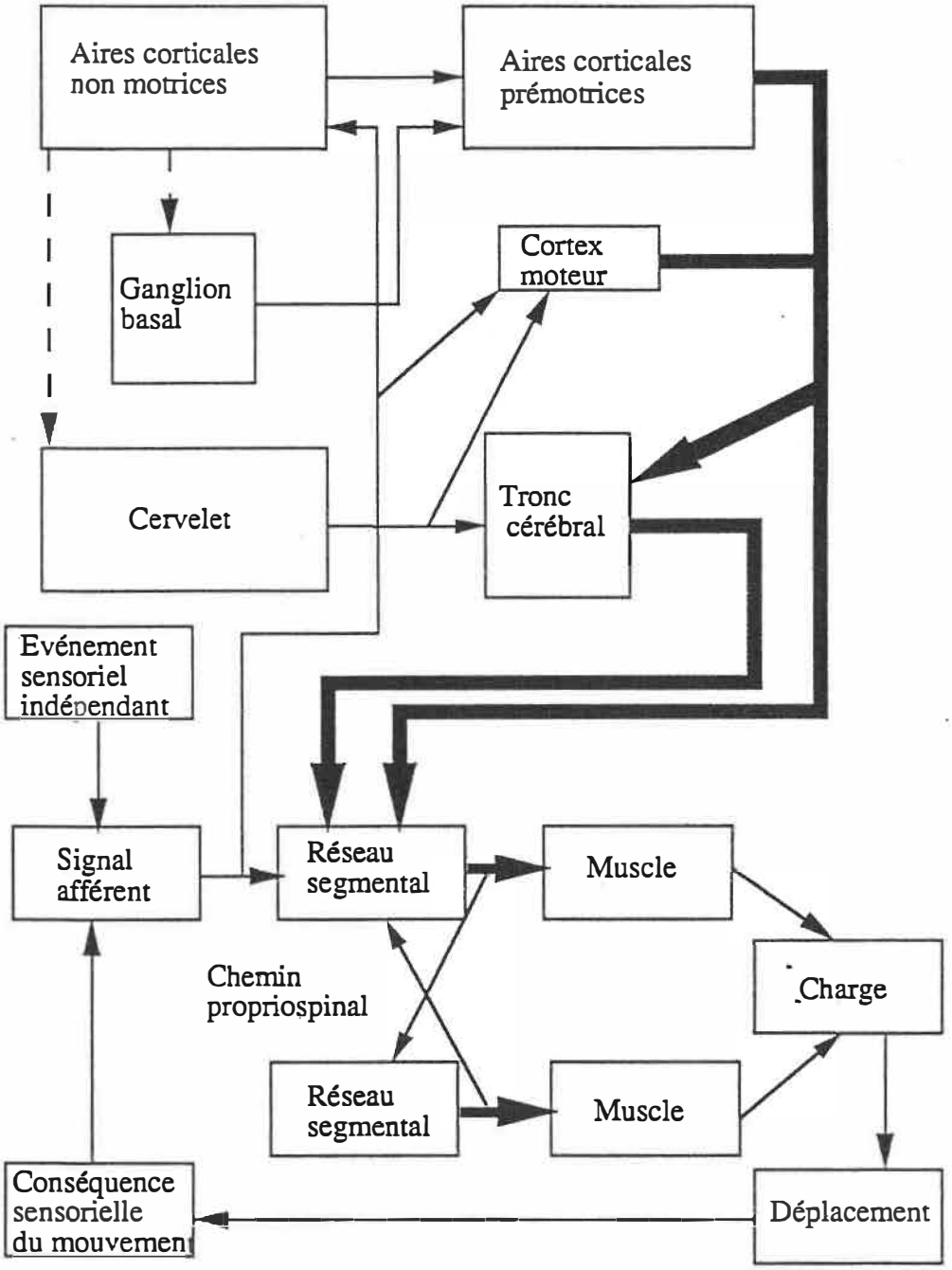


Fig. 2.1: Les composantes majeures du système moteur ainsi que leurs interrelations (les flèches en caractère gras indiquent qu'il y a une forte influence) (tirée et adaptée de Kandel et Schwartz 1985)

des composantes séparées, chacune contribuant spécifiquement au comportement moteur. Elle est importante dans la réhabilitation des fonctions après des lésions locales.

Voici une description des interrelations au niveau neuronal afin de mieux comprendre le processus de formation d'une contraction musculaire (à l'origine du signal myoélectrique) Les axones agissent sur les interneurones segmentaux et les neurones moteurs, produisant ainsi des actions réflexes. Le réseau neuronal de chaque segment est connecté aux autres réseaux par le neurone propriospinal (Lundberg 1979). Le réseau ascendant véhicule l'information au centre moteur du tronc cérébral par la voie du thalamus et du cortex cérébral. Le tronc cérébral et les centres corticaux retournent l'information au réseau segmental et sont capables de maîtriser l'activité réflexe et de produire des mouvements volontaires. La sortie de ces centres supraspinals est influencée et intégrée par le cervelet et le ganglion basal. La sortie peut indirectement avoir une emprise sur la longueur des muscles: les récepteurs situés sur les muscles captent le déplacement de ces derniers, celui des membres qui influencent la sortie du segment spinal ainsi que la sortie des niveaux supérieurs (voir la figure 2.1).

Afin de jeter plus de lumière sur le contrôle du mouvement et de la posture, voici une description des trajets que suivent les commandes nerveuses et de l'influence qu'ils ont sur les muscles.

Deux groupes de trajets descendent du tronc cérébral et contrôlent deux groupes de muscles (Kuyper 1981). Un trajet se termine dans la partie ventromédiale de la matière grise, laquelle influence les muscles proximaux, et l'autre se termine dans la partie dorsolatérale de la colonne vertébrale, laquelle a des répercussions sur les muscles distaux

des extrémités. Le groupe ventromédial est essentiel pour le contrôle de l'équilibre et de la posture, alors que le groupe dorsolatéral est indispensable pour maîtriser des manipulations très précises d'objets avec la main et le bras (voir la figure 2.2). Les commandes du cortex cérébral sont envoyées aux neurones moteurs par deux trajets principaux: le corticobulbaire et le corticospinal. Le corticobulbaire contrôle les neurones moteurs qui innervent les noyaux crâniens, alors que le trajet corticospinal contrôle les neurones moteurs innervant les segments spinaux. Ces deux systèmes agissent aussi sur les trajets descendant du tronc cérébral. Tout comme le tronc cérébral, ils comportent des subdivisions ventromédiales et dorsolatérales.

Les neurones corticospinals agissent au moyen d'une variété d'actions sur des interneurones spécifiques de la colonne vertébrale. Les connections descendantes sont typiquement faites des mêmes interneurones qui véhiculent les réflexes, ce qui permet au cortex moteur de contrôler les patrons complexes de l'activation musculaire grâce à la maîtrise des comportements réflexes organisés à un niveau inférieur.

De cette façon, le système corticospinal combine son action directe sur les neurones moteurs par le contrôle interneuronal de séquences de comportement. En plus de produire une excitation monosynaptique de certains neurones moteurs, les neurones corticospinals produisent des inhibitions synaptiques dans les neurones moteurs qui innervent les muscles antagonistes. Certaines régions du cortex exercent un contrôle indirect sur les mécanismes de la colonne par des projections parallèles au tronc cérébral. Les neurones situés dans le cortex moteur et prémoteur se terminent dans les régions réticulospinales et vestibulaires ainsi que dans d'autres neurones du tronc cérébral qui se projettent dans la colonne vertébrale. Ces connections permettent au cortex de contrôler une grande variété

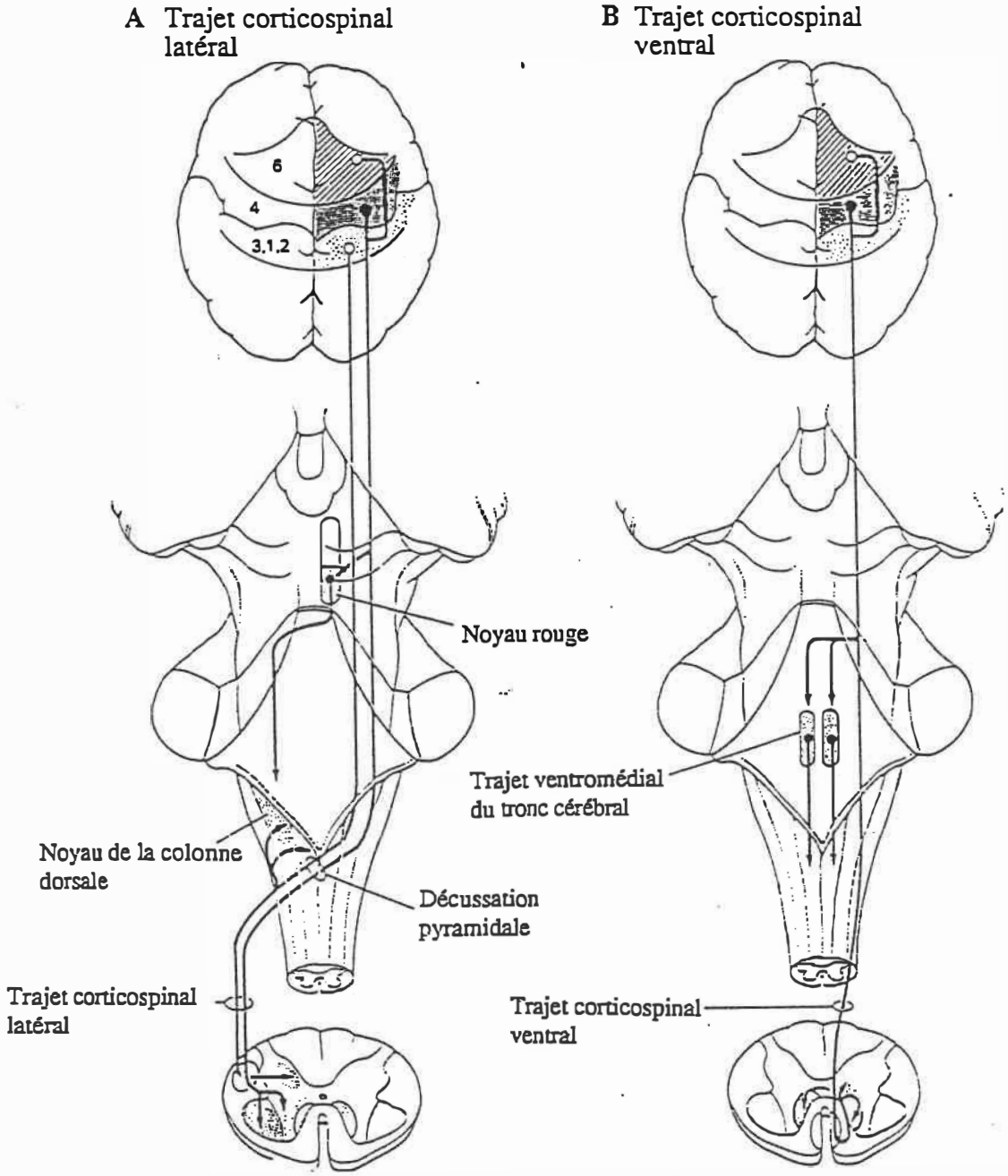


Fig. 2.2: Les deux groupes de trajets descendant du tronc cérébral. A. Le trajet ventromédial. B. Le trajet dorsolatéral (tirée et adaptée de Kandel et Schwartz 1985).

de comportements automatiques organisés par le tronc cérébral comme la posture et les actions des muscles proximaux associés aux mouvements des membres.

ll - 1.3 Influences du cortex moteur

Dans le but de mieux comprendre comment une action motrice est influencée et comment la performance motrice dépend d'informations sensorielles sur la contraction musculaire et d'événements indépendants, voici une description des influences du cortex moteur et des neurones moteurs.

Toutes les régions du cortex peuvent influencer les cortex moteur et prémoteur par leurs connections cortico-corticales et par conséquent par les signaux afférents. Ces connections prennent la forme de groupes d'axones entourés de myéline qui relient différentes régions du cortex. De cette façon, elles forment le corps calleux qui relie les deux hémisphères du cerveau. Celui-ci joint les cortex moteur et sensoriel à l'exception de la région qui reçoit de l'information des membres distaux (les mains et les pieds), ce qui permet de comprendre l'hémiplégie.

Maintenant que l'on sait comment une contraction musculaire est commandée et contrôlée, étudions l'origine et décrivons le comportement du signal myoélectrique

ll - 2 Origine du signal myoélectrique

Le signal myoélectrique provient de la dépolarisation de la membrane de la cellule d'une fibre musculaire pendant la contraction (Scott 1974). Les courants électriques

associés aux dépolarisations et à des repolarisations subséquentes produisent des différences de potentiel dans les tissus. Ce sont ces potentiels et non pas les potentiels trans-cellulaires qui résultent en un signal myoélectrique mesurable. La figure 2.3 montre l'activité myoélectrique des triceps et des biceps ainsi que les décharges neuronales de deux types de mouvements: le mouvement entre deux cibles(A) et le mouvement comportant une transition opposée (B) (Conrad et al. 1974).

ll - 2.1 Modèles du signal myoélectrique

Comme le principal objectif de cette recherche est de concevoir un dispositif de pointage basé sur la mesure du signal myoélectrique, et afin d'utiliser la méthode de traitement la plus appropriée à cette classe de dispositifs, on doit comprendre clairement ce que représente le signal myoélectrique. Pour ce faire, on propose l'étude d'un modèle statistique et multiplicatif. Le modèle statistique basé sur l'analyse des processus aléatoires continus nous aide à comprendre comment le signal est produit à partir d'une unité motrice alors que le modèle multiplicatif nous permet de décrire de façon simple l'allure temporelle du signal.

ll - 2.2 Modèle statistique

Chaque unité motrice émet un train de potentiels avec une fréquence propre et une variance. Le signal est alors construit à partir de la sommation de chacun des trains de potentiel produit par un grand nombre d'unités motrices ayant chacune un facteur de poids. Ceci permet de modéliser le signal grossier recueilli par une électrode monopolaire. Le signal recueilli par deux électrodes peut être considéré comme une combinaison linéaire du

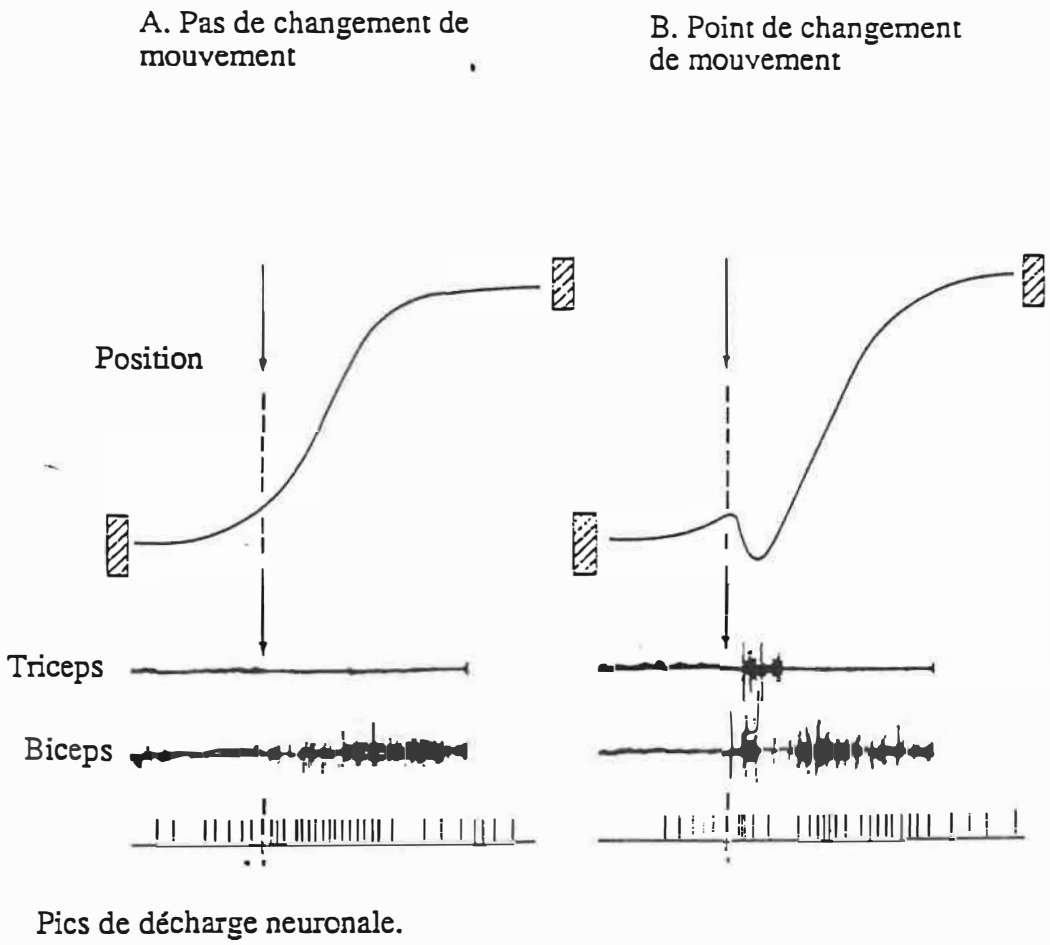


Fig. 2.3: Activité myoélectrique des triceps et des biceps pour deux types de mouvements (tirée et adaptée de Conrad et al. 1974).

signal produit par deux électrodes monopolaires séparées par une distance "d", et pour ce qui est de l'électrode bipolaire, le potentiel provient de la différence entre deux électrodes monopolaires. Scott (1974) a confirmé ce modèle expérimentalement en mesurant les fonctions d'autocorrélations de signaux myoélectriques sur une demi-période de décharge. La description mathématique de ce modèle est présentée à l'annexe 1.

II - 2.3 Modèle multiplicatif

L'utilisation du signal myoélectrique à des fins de contrôle se fait sur une période pouvant atteindre plusieurs secondes. Le modèle représentant ce type de signal prend la forme d'un signal temporel mesuré par la différence entre deux électrodes monopolaires. Ce type de signal peut être approximé par une fonction de type aléatoire modulée par une fonction de poids qui caractérise le signal. Ce type de produit est décrit par l'équation:

$$Y(t) = \sum_{i=1}^{N} b_i \sum_{j=1}^{N} X_j(t)\delta_{ij} \qquad (1)$$

où

$Y(t)$ = signal temporel

N = nombre d'unité

bi = facteur de pondération

$X_j(t)$ = somme de trains de potentiels ayant différentes fréquences

$\delta_{ij} = 0,\ i \neq j$

$$X_j(t) = \sum_{k=0}^{\infty} p(t-k/\lambda_i-\phi_k) \qquad (2)$$

où

$P(t)=t(2-at)\exp(-at)$

a = une constante

k = une constante

λ_i = le taux moyen de décharge de la ième unité

ϕk = une variable aléatoire ayant une moyenne de zéro.

La fonction X(t) est analogue au bruit en ce qui concerne les taux de décharge variés, car la probabilité d'observer une harmonique est uniforme pour toutes les fréquences si la fonction de poids est uniforme. Si on module Y(t) (où la fonction de poids est uniforme) par un signal représentant la force de contraction musculaire, on obtient un modèle grossièrement analogue au signal. On peut décrire ce dernier par la relation suivante:

$$E(t) = C(t)*Y(t) \qquad (3)$$

où

E(t) = signal myoélectrique temporel modulé

C(t) = signal de contrôle (modulateur)

Y(t) = signal de bruit avec une variance unitaire

Ce modèle peut être vu comme une modulation d'amplitude où C(t) est l'information et Y(t) est l'onde porteuse (Evans 1984). Comme C(t) représente la

contraction musculaire cette fonction ne peut qu'être positive. Le domaine des fréquences de C(t) correspond à la vitesse de réaction de l'opérateur humain et ne dépasse pas 10 Hz. La figure 2.4 illustre le signal myoélecrique modélisé par un signal de bruit ayant une moyenne nulle et une probabilité gaussienne modulée par une fonction sinusoïdale au carré. L'allure de la figure 2.4 est très similaire à celle du signal myoélectrique mesuré expérimentalement. Elle montre, en plus d'une modulation en amplitude produite par la contraction musculaire, une modulation en fréquence en ce sens que le nombre de pics observés pendant un intervalle de temps, au dessus d'une valeur-seuil, augmente avec la force de contraction. La figure 2.5 illustre la fonction d'autocorrélation du signal temporel E(t). Cette fonction d'autocorrélation indique qu'il y a une similitude avec celle des signaux mesurés expérimentalement (voir chapitre 3) indiquant que ce modèle simple permet de décrire grossièrement le comportement du signal. De plus, ce modèle indique que l'on peut extraire par traitement une modulation en amplitude et en fréquence qui sera utile pour le design du dispositif.

ll - 3 Valeurs R.M.S et domaine des fréquences

Venons-en, maintenant, à la valeur R.M.S. (Root Mean Square), qui est une mesure de l'énergie moyenne du signal lors d'une contraction musculaire maximum. Elle est de l'ordre de 300 μV. La valeur R.M.S. correspondant à une contraction volontaire sans fatigue est de 100 μV. Le bruit de fond produit par les muscles au repos est plus grand que le bruit thermique, ce qui suggère un seuil critique dans les applications de contrôle. Le spectre est compris entre 0 Hz et 10,000 Hz, mais la densité spectrale est maximale vers 250 Hz. Ces données nous indiquent que pour amplifier le signal à des niveaux logiques,

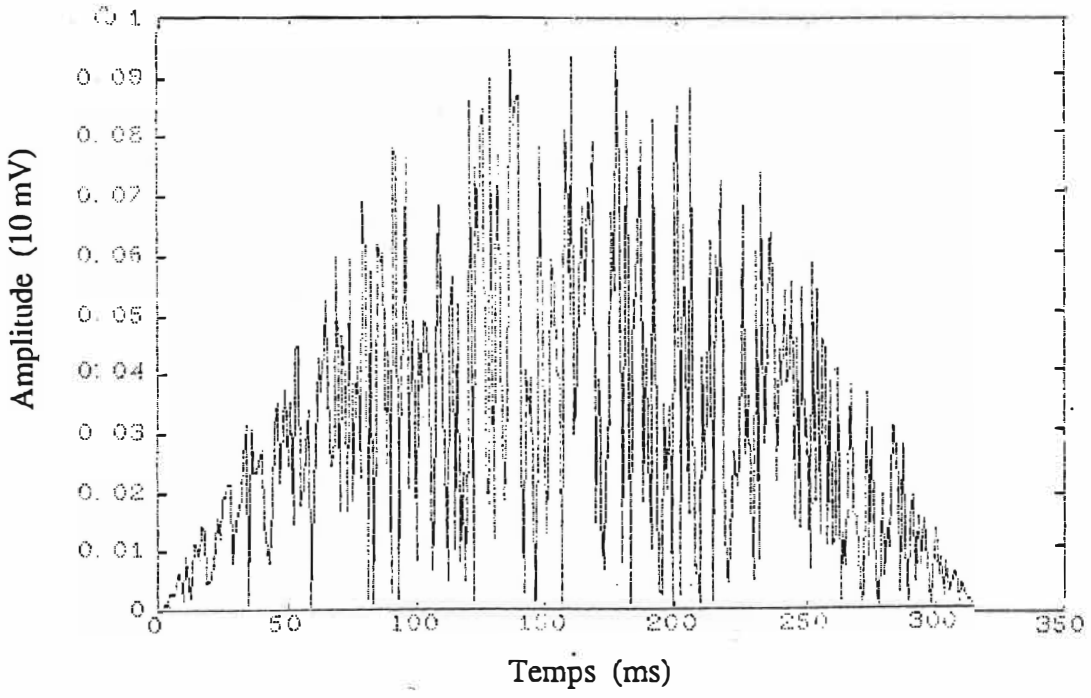


Fig. 2.4: Amplitude du signal myoélectrique en fonction du temps (modèle multiplicatif)

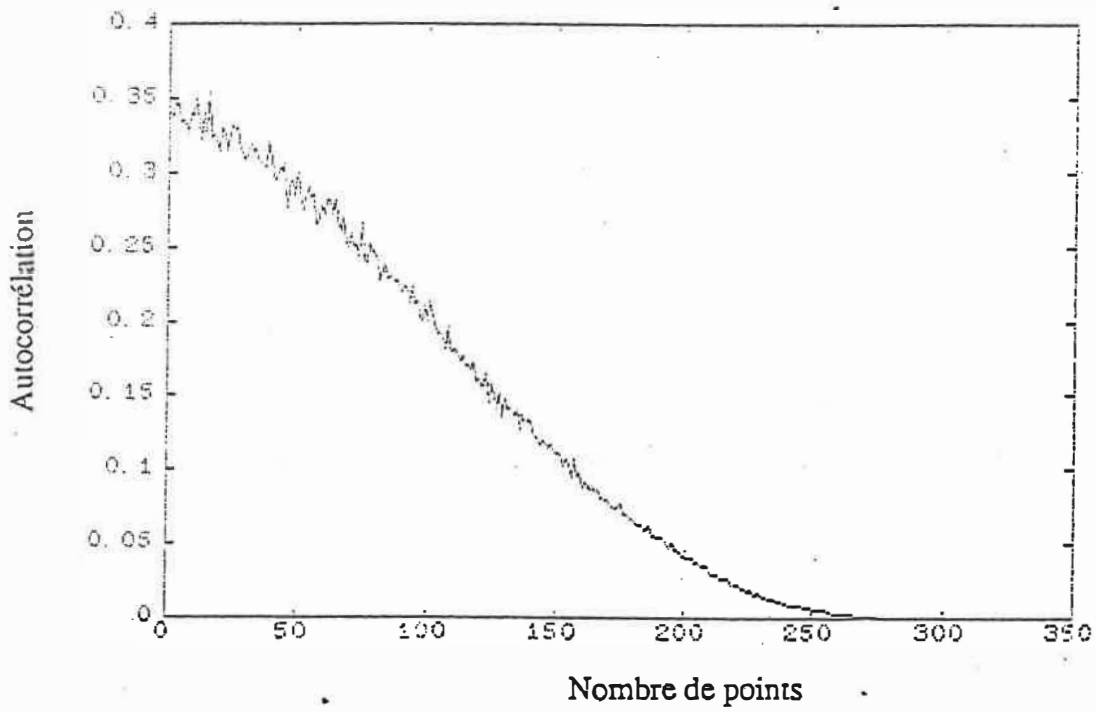


Fig. 2.5: Fonction d'autocorrélation du signal temporel modélisé

il faudra un gain de 1000 et une réponse en fréquence suffisamment élevée pour détecter les harmoniques supérieures du spectre.

ll - 4 Conclusion

L'étude du système moteur nous apprend que le contrôle du mouvement nécessite un flot continu d'informations provenant du système sensoriel. Tout peut influencer les centres moteurs (cortex moteur et neurones moteurs). La répétition ou la pratique de tâches motrices influence le système moteur (modifications internes), ce qui provoque l'apprentissage (l'amélioration de la performance). Les centres moteurs ordonnent la contraction musculaire et c'est cette contraction qui engendre le signal myoélectrique. Le signal est composé de la décharge de potentiels d'action d'une multitude d'unités motrices, chacune ayant son propre taux de décharge. Lorsque la force de contraction augmente, c'est le taux de décharge qui augmente pour chaque unité motrice. Ce signal peut être décrit par un modèle statistique ou multiplicatif. Le modèle statistique décrit comment le signal est engendré à partir des unités motrices et le modèle multiplicatif nous informe sur les types de modulations que subit le signal (amplitude et fréquence) qui seront utilisables à des fin de contrôle myoélectrique.

Nous en savons maintenant un peu plus sur le contrôle et la nature du signal myoélectrique. On peut maintenant aborder le prochain chapitre où on étudie comment détecter, amplifier et traiter le signal myoélectrique pour contrôler les déplacements d'un curseur sur un écran, et comment concevoir le dispositif de pointage myoélectrique.

CHAPITRE III

DETECTION, AMPLIFICATION ET TRAITEMENT DU SIGNAL MYOELECTRIQUE

Les principes de fonctionnement des unités de détection, d'amplification et de traitement du signal seront l'objet de ce chapitre. Par la suite, nous tenterons de concevoir et de développer le prototype d'un dispositif myoélectrique de pointage.

III -1 Détection du signal

La détection du signal myoélectrique consiste à établir un contact entre le signal électrique résultant de la contraction musculaire et l'équipement de mesure ou de contrôle électronique. L'établissement d'un contact électrique fidèle entre la source du signal (muscle) et l'équipement de contrôle, qui est un des problèmes difficiles à résoudre dans le domaine des systèmes de contrôle myoélectrique, nécessite des électrodes.

Théorie des électrodes

L'interface d'ions métalliques en solution et de leur métal associé résulte en un potentiel appelé potentiel d'électrode. Il est le résultat d'une différence du taux de diffusion des ions entrant et sortant du métal. L'équilibre est produit par la formation d'une couche de charge à l'interface. La couche de charge se présente sous la forme d'une double couche (la couche près du métal, dont la polarité est opposée à la couche située près de la solution). Les éléments non métalliques, comme l'hydrogène, ont aussi

un potentiel d'électrode lorsqu'ils constituent l'interface de leurs ions en solution et de leur élément associé. Comme il est impossible de déterminer le potentiel absolu d'une seule électrode, ceux-ci sont représentés en valeurs relatives par rapport à l'électrode d'hydrogène.

Une autre source de potentiel d'électrode est l'échange inégal d'ions à travers une membrane semi-perméable lorsque cette dernière sépare les solutions liquides des diverses concentrations d'ions. Lorsque l'électrode est utilisée pour mesurer des potentiels bio-électriques, le potentiel d'électrode apparaît à l'interface membrane-métal. La peau agit comme un isolant électrique, alors que les couches intérieures de la peau sont conductrices. La résistance entre l'électrode et les tissus conducteurs sous la peau est en série avec la source du signal.

Tous les types d'électrodes ont une interface métal-électrolyte et un potentiel d'électrode est développé dans chaque cas. La double épaisseur de charge à la surface de l'électrode agit comme une capacité. Le circuit équivalent d'une électrode, présenté à la figure 3.1, consiste en une résistance en parallèle avec une capacité.

Il y a une grande variété d'électrodes. Celles-ci peuvent être classifiées en trois groupes:

- micro-électrodes: électrodes utilisées pour mesurer un potentiel près ou à l'intérieur de la cellule;

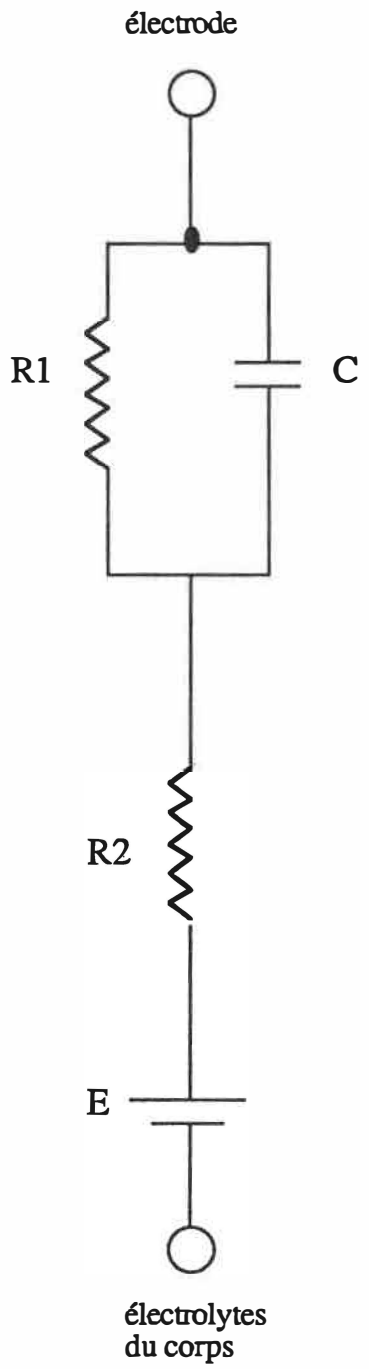


Fig. 3.1: Circuit équivalent du biopotentiel à l'interface de l'électrode(E = potentiel à la membrane, R2 = résistance d'interface, R1 et C1= résistance et capacité équvalente de l'électrode)

- électrodes de surface: électrodes utilisées pour mesurer les potentiels d'ECG (électro-cardiographie), EMG (électro-myographie) et EEG (électro-encéphalographie) de la surface de la peau;

- aiguilles (needle electrode): électrodes utilisées pour pénétrer la peau afin d'enregistrer les potentiels de l'EEG d'une région locale du cerveau ou encore les potentiels d'EMG d'un groupe spécifique de fibres musculaires .

Causes d'erreur de mesure

Les causes d'erreur de mesure sont provoquées par:

- le potentiel de polarisation ("electrode offset voltage"). Celui-ci est provoqué par une différence (par ex., l'impédance(1)) entre les deux électrodes;

- l'activité chimique à l'intérieur de l'électrode. Celle-ci peut causer des fluctuations de voltage ou des variations physiologiques à l'entrée. De telles variations peuvent apparaître comme du bruit;

- une impédance d'entrée du système électronique qui est faible par rapport à l'impédance de la peau. Celle-ci peut causer une réduction du signal;

---

(1) Impédance: résistance électrique globale causée par l'inductance, la capacitance et la résistance homique.

- un mauvais contact ou un mouvement relatif de l'électrode par rapport à la surface de la peau, ce qui a pour effet de produire un bruit qui peut être plus grand que le signal.

De plus, lorsqu'on mesure les potentiels produits par un grand nombre de muscles simultanément, il est nécessaire de placer l'électrode le plus près possible de l'activité que l'on veut détecter, car le potentiel d'une fibre musculaire décroît rapidement en fonction de la distance de la fibre. Si les autres muscles actifs sont assez loin, l'interférence ("crosstalk") va être négligable. De petites électrodes améliorent la sélectivité musculaire; toutefois elles augmentent l'impédance entre l'électrode et le tissu.

On peut utiliser deux types d'électrodes pour détecter des signaux myoélectriques:

- les électrodes de surface (Ag-AgCl, Or, acier inoxydable, etc.);
- les électrodes-aiguilles.

Bien que les "aiguilles" offrent un grand avantage pour la sélectivité, elles demeurent inacceptables dans le cas d'une utilisation répétée en raison de l'irritation qu'elles peuvent provoquer. Le choix optimum d'électrodes pour un dispositif de pointage myoélectrique nécessite un compromis entre le coût, la taille (la surface qu'elles occupent sur la peau), l'utilisation de gel ou non et l'acceptabilité pour l'utilisateur.

Des électrodes d'acier inoxydable 316 (stainless steel 316) ou d'or ayant une surface de un centimètre carré sont acceptables pour des applications de contrôle myoélectrique (Scott 1974). Dans le cas des mesures expérimentales, les électrodes jetables Ag-AgCl demeurent le meilleur choix. En effet, on peut facilement se les procurer et elles sont peu coûteuses. Dans ce cas l'utilisation d'abrasif ou de gel permettant de diminuer l'impédance de la peau est acceptable (Scott 1984).

III - 2 Amplification du signal

Comme l'amplitude du signal myoélectrique à la surface de la peau est de l'ordre de 0,1 mV., il est nécessaire d'amplifier ce signal car les méthodes de traitements numériques exigent des signaux à des niveaux logiques. Pour ce faire, il faut utiliser un amplificateur dont les caractéristiques correspondent à celles des amplificateurs biopotentiels. Leur rôle principal est d'élever l'amplitude d'un signal biologique à un niveau où il pourra être traité, enregistré ou affiché.

III - 2.1 Principales caractéristiques des amplificateurs

Il est nécessaire que le design et le choix des composantes d'un tel amplificateur répondent aux critères suivants afin d'amplifier des signaux bio-électriques comme le signal myoélectrique:

- ils doivent avoir une grande impédance d'entrée afin de minimiser la perturbation du signal à mesurer et les risques d'affecter la lecture des électrodes;

- l'entrée du circuit d'un amplificateur bio-potentiel doit protéger l'organisme de tout potentiel ou de tout courant capable d'affecter les bio-potentiels mesurés. Les courants électriques peuvent aussi engendrer des micro-chocs ou macro-chocs chez le sujet. L'entrée de l'amplificateur doit donc être isolée et comporter un circuit de protection;

- l'impédance de sortie doit être faible parce que sa principale fonction est d'acheminer le signal vers un autre étage d'amplification;

- la bande passante(1) doit être de l'ordre du domaine spectral qui nous intéresse dans le signal biologique. Par exemple, le signal myoélectrique a un domaine des fréquences compris entre 5 hertz et quelques kilohertz;

- le bruit provenant de l'amplificateur doit être d'un ordre de grandeur inférieur à l'amplitude du signal à mesurer. Par exemple, les amplitudes des signaux myoélectriques, à la surface de la peau, varient entre 0,1mV et 1mV selon le site choisi et le type d'électrodes, ce qui laisse supposer un bruit inférieur à 0,1mV;

---

(1) Bande passante: domaine des fréquences que laisse passer un système.

- l'amplificateur doit posséder un haut rejet du voltage commun (Common Mode Rejection Ratio). Cela implique l'utilisation d'un amplificateur biopotentiel différentiel. De plus, les électrodes doivent être placées symétriquement par rapport à la mise en commun, puisque l'amplitude du voltage commun est plus grande que l'amplitude du signal.

III - 2.2 Mesures expérimentales préliminaires

Comme le signal de sortie de l'amplificateur sera à la base de l'unité de traitement, il est nécessaire, avant d'aller plus loin, de vérifier expérimentalement: a) les performances de bruit et de rejet de mode commun d'un amplificateur biopotentiel et b) de mesurer des signaux myoélectriques pour divers sites musculaires afin d'être en mesure de vérifier les modèles mathématiques du signal décrit au chapitre 2 et ainsi mieux connaître le signal à traiter.

Définition:

- le bruit est la différence de voltage entre les pics d'amplitude extrêmes lorsqu'il y un signal de zéro volt à chaque entrée.

- le CMRR (Common Mode Rejection Ratio) est le rapport entre le gain de tension différentiel et la quantité du signal commun rejeté aux deux entrées. L'expression du rapport est donnée par:

$$CMRR = A_d/A_c \qquad (1)$$

où

A_d = gain de tension du signal différentiel

A_c = gain de tension du signal commun

Le CMRR est généralement présenté en décibels par la relation suivante:

$$CMRR = 20*Log(CMRR) \text{ en dB} \qquad (2)$$

Dispositif

Il s'agit d'un amplificateur d'instrumentation AMP-01 de PMI au niveau de l'entrée et d'un amplificateur opérationnel de modèle TL0-61 pour le deuxième étage.

La bande passante choisie est comprise entre 5 Hz et 850 Hz suivant les besoins des mesures. D'après les spécifications du manufacturier, l'AMP-01 comporte une réjection du mode commun de 120 dB pour un gain de 100 et génère un bruit de 0,16 uV de 1 à 10 Hz. De plus, l'AMP-01 utilise un feedback de courant plutôt qu'un feedback résistif, ce qui permet de déterminer le gain avec précision à l'aide de deux résistances externes. On peut obtenir un gain de 0,1 jusqu'à 10 000 en variant les valeurs des résistances Rs et Rg par la relation:

$$G=20*Rs/Rg \qquad (3)$$

où

G = le gain

Rs = résistance de court circuit

Rg = résistance de gain

Les caractéristiques supplémentaires de l'AMP -01 se trouvent dans le livre du manufacturier PMI.

Méthode

a) Mesure du CMRR et du bruit

Les mesures du CMRR et du bruit ont été réalisées à l'aide d'un oscilloscope numérique Tektronix 2430 et d'un générateur de fonctions (Interstate High Voltage Sweep Generator F 47). La tension des deux batteries est de 7,56 V et de 7,8 V . La fréquence de coupure mesurée expérimentalement est de 850 Hz . Quant aux mesures du bruit, les entrées ont été court-circuitées et pour la mesure de CMRR, un signal de 60 Hz ayant une amplitude de 1 volt a été appliqué aux deux entrées.

b) Mesure du signal engendré par l'extenseur commun

Deux électrodes de surface à base de chlorure d'argent de type Médi-trace sont placées à deux centimètres l'une de l'autre au niveau du muscle et sont branchées aux pattes 18 et 3 de l'AMP-01 (PMI 1987), alors qu'une troisième électrode, branchée à la masse, est placée sur l'abdomen. Elle a pour rôle de diminuer les interférences et de faciliter le rejet du voltage commun.

Quelques exercices ont d'abord été effectués avec un "feedback" visuel engendré par l'oscilloscope. Les mesures ont été échantillonnées par l'oscilloscope et converties en fichier matlab[1].La bande passante choisie pour les mesures est de 880 Hz et le gain total est de 10240.

Résultats

Les mesures de bruit obtenues sont de l'ordre de .6 µV. et le CMRR est calculé en dB comme suit à partir de la relation 2:

CMRR =20log (10240/52*10-3)=106 dB

Ces résultats sont plus faibles que ceux indiqués par le manufacturier (CMRR = 120 dB et bruit = 0,30uV) probablement parce que le schéma du circuit de l'amplificateur utilisé ici est différent de celui utilisé par le manufacturier. La performance est cependant suffisante pour des applications de contrôle myoélectrique car l'amplitude du signal est de l'ordre de 0,1mV.

La figure 3.2 montre le signal myoélectrique enregistré pendant une période d'un peu plus d'une seconde. On remarque que le signal correspond à une série de potentiels d'action où le taux de décharge augmente avec l'activité musculaire. Comme les potentiels

---

(1) Fichier Matlab: format des fichiers de données du logiciels Matlab qui est fabriqué par MathWorks.

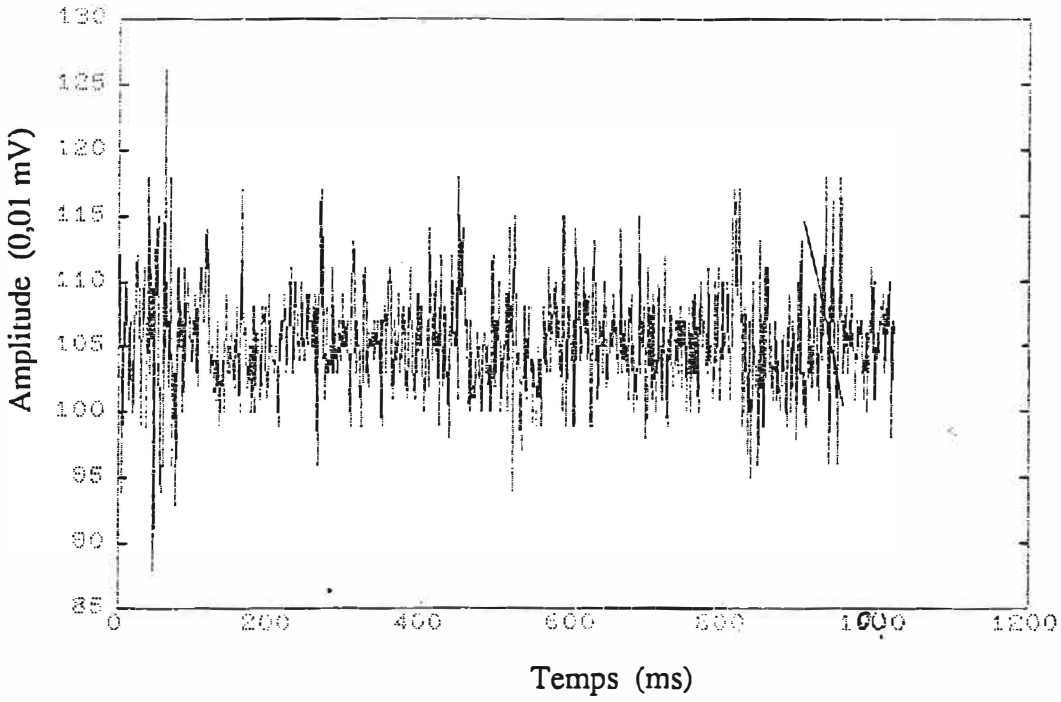


Fig. 3.2: Amplitude du signal myoélectrique en fonction du temps

d'action sont provoqués de façon incohérente, les pics de grande amplitude correspondent à la sommation des potentiels d'action à un moment donné. La probabilité de retrouver des pics d'amplitude élevés augmente avec la force de contraction et suppose une modulation de la fréquence (nombre de pics par unité de temps). De plus, ce signal indique une modulation en amplitude, l'énergie moyenne augmentant avec la force de contraction.

Puisqu'on a présenté les unités de détection et d'amplification, étudions maintenant les méthodes de traitement afin de développer une unité capable de traduire le signal myoélectrique en déplacement du curseur.

III - 3 Traitement de signal

On peut utiliser deux approches différentes pour réaliser le traitement du signal, soit son échantillonnage et son traitement par des algorithmes (approche au moyen d'un logiciel) soit son traitement au moyen de circuits électroniques (approche électronique). L'avantage de l'approche avec un logiciel est qu'elle permet d'utiliser le signal myoélectrique directement en utilisant une carte d'acquisition; mais elle requiert, en revanche, le développement d'un autre logiciel (driver) pour chaque type d'ordinateur, ce qui en limite la portabilité d'un système à l'autre. L'avantage de l'approche électronique est de permettre de convertir le signal myoélectrique en un signal compatible avec le port de la souris. On favorise ainsi la compatibilité avec plusieurs micro-ordinateurs (Macintosh, IBM, Atari, etc.). Cependant cette approche nécessite le développement d'un circuit électronique. Comme les utilisateurs visés (handicapés) utilisent une grande variété de systèmes, l'approche électronique nous semble la plus avantageuse et ce faisant, le signal devra être compatible avec le port de la souris. Tout comme la souris, il devra être

constitué de deux ondes carrées déphasées de 90^0 (Apple 1985). Le rapport de phase indique la direction du mouvement et la fréquence, comprise entre 0 et 400 Hz, indique la vitesse de déplacement (voir figure 3.3). De plus, il devra permettre d'engendrer un niveau logique équivalent à celui déclenché lorsqu'on appuie sur le bouton de la souris, ce qui permet de traîner ("dragg") et de sélectionner.

III - 3.1 Méthode de traitement

Afin d'obtenir deux ondes carrées et un niveau logique d'interruption à partir de signaux myoélectriques, il est nécessaire de moduler la fréquence de deux ondes carrées avec la force de contraction, de contrôler leur différence de phase et d'engendrer un niveau logique indiquant la présence ou l'absence d'activité myoélectrique. Il existe deux méthodes de traitement pour moduler la fréquence de l'onde carrée: a) mesurer la force de contraction (par ex., la valeur R.M.S.) et la convertir en fréquence à l'aide d'une VCO (Voltage Control Oscillator), et b) compter le nombre de pics au-dessus d'un certain seuil d'amplitude, sachant que la probabilité de détection, comme l'indique la figure 2.4, augmente avec la force de la contraction musculaire. On peut, pour ce faire, utiliser un comparateur et régler le seuil de façon à laisser les pics désirés, ce qui produit une onde carrée dont la fréquence augmente avec la force de contraction. Cette méthode est plus simple et économique, car elle ne nécessite qu'une composante discrète peu dispendieuse.

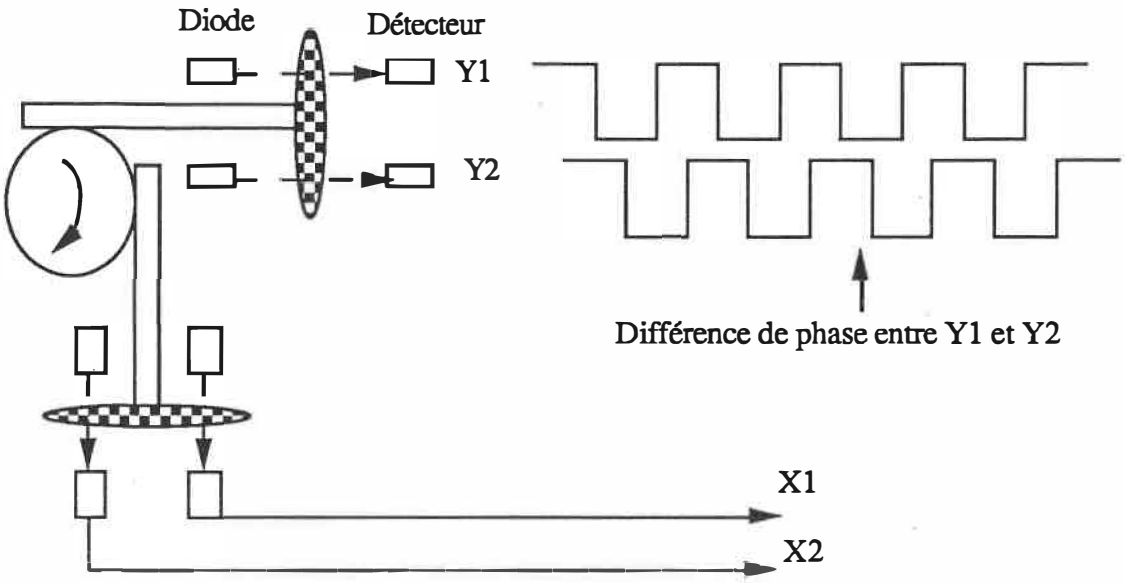


Fig. 3.3: Principe de fonctionnement d'une souris (la vitesse de déplacement dans chaque orientation est déterminée par le nombre d'impulsions par seconde à la sortie du détecteur. La direction du déplacement suivant chaque orientation est déterminée par le signe de la différence de phase entre Y1 et Y2, puis X1 et X2).

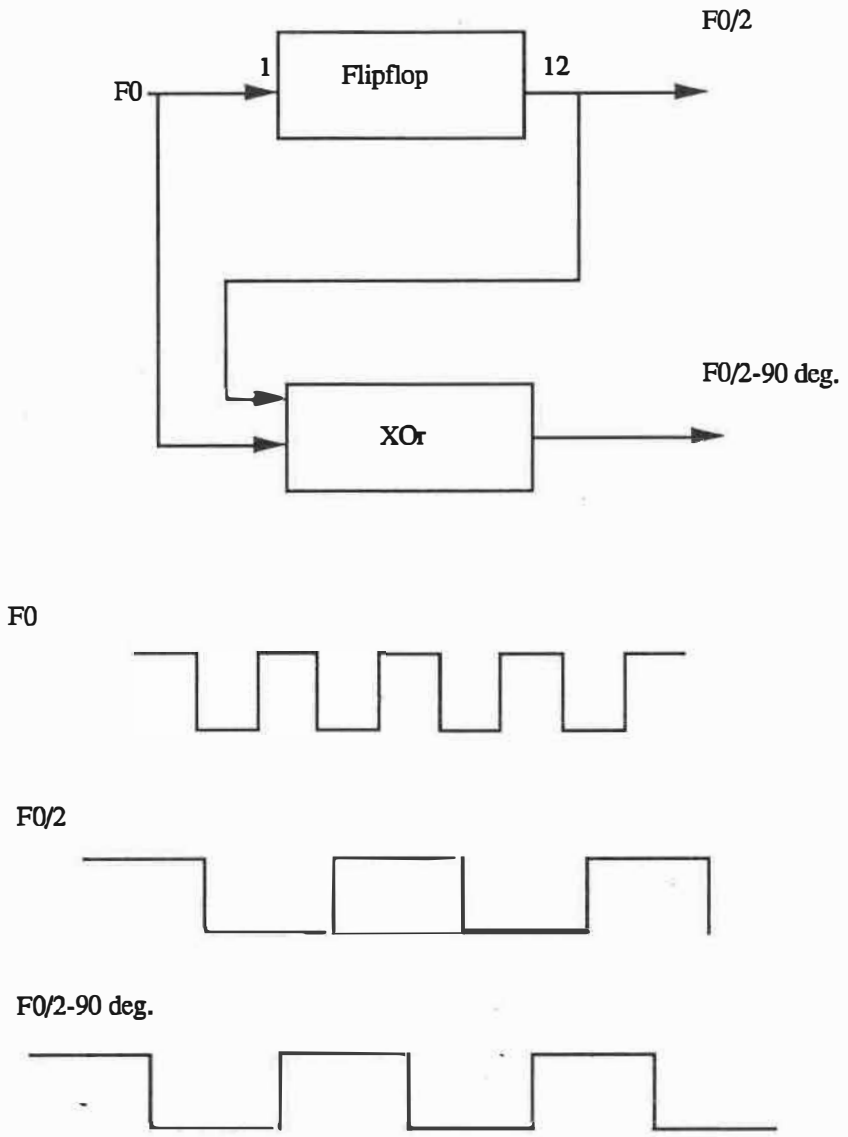


Fig. 3.4: Schéma du circuit de déphasage de 90 deg. (Fo = fréquence de l'onde carrée, XOr = ou exclusif)

Pour engendrer une seconde onde carrée de même fréquence, mais dont la différence de phase est de 90^0, on utilise le circuit de quadrature présenté à la figure 3.4 qui démontre comment l'onde carrée sortant du comparateur produit deux ondes carrées déphasées de 90^0 à l'aide de deux composantes logiques ("flipflop", "ou exclusif").

Pour en arriver à un niveau logique, on utilise un compteur (timer 555) qui détecte l'absence d'impulsion. Si pendant une période plus grande qu'un certain intervalle de temps (prédéterminé expérimentalement) il n'y a pas d'impulsion, le compteur signale un niveau logique. Ce dispositif permet donc de traduire l'absence ou la présence de contraction musculaire en niveaux logiques. De plus, celui-ci peut être utilisé pour contrôler le signe de la différence de phase entre les ondes carrées, permettant ainsi de contrôler la direction du déplacement du curseur sur l'écran.

Nous connaissons donc les principes généraux qui gouvernent la détection, l'amplification et le traitement du signal myoélectrique. Le temps est venu de présenter la description de deux versions d'un dispositif de pointage myoélectrique dénommé BIOLINK qui rassemblent chacun des éléments étudiés jusqu'à maintenant.

III - 4 BIOLINK (version préliminaire)

La version 1, qui fut conçue en mars 1989, est un dispositif de pointage myoélectrique préliminaire destiné à des expérimentations, en laboratoire, du contrôle du curseur sur l'écran, pour des sujets normaux. Le dispositif utilise cinq sites musculaires en vue du contrôle des quatre directions de déplacement du curseur sur l'écran et de l'interrupteur. Pour ce faire, le dispositif doit posséder les caractéristiques suivantes:

- huit électrodes de surface sont disposées par paire sur chaque site musculaire de contrôle choisi, et une électrode est disposée au niveau de l'abdomen comme référence;

- le dispositif utilise un amplificateur comportant six canaux dont quatre détectent les signaux des muscles contrôlant les déplacements du curseur; l'un d'eux détecte le signal qui contrôle l'interrupteur (bouton de la souris) et l'autre assure la relève en cas de panne;

- l'unité de traitement engendre une paire d'ondes carrées, pour chaque direction du déplacement du curseur, modulées en fréquence au moyen d'une méthode qui laisse passer les pics au-dessus d'une valeur-seuil. Une bascule de Schmit(1) a joué le rôle du comparateur. Aucun traitement n'est effectué pour le canal de sélection.

- il est alimenté par des piles.

La figure 3.5 présente un schéma simplifié du principe du fonctionnement de la version 1, lequel schéma est relié à un ordinateur. Le schéma détaillé est présenté à l'annexe 3.

---

(1) Bascule de Schmit: comparateur où la valeur du seuil est fixée à 1,7 V. Lorsque l'amplitude du signal atteint ce niveau, la sortie change d'état.

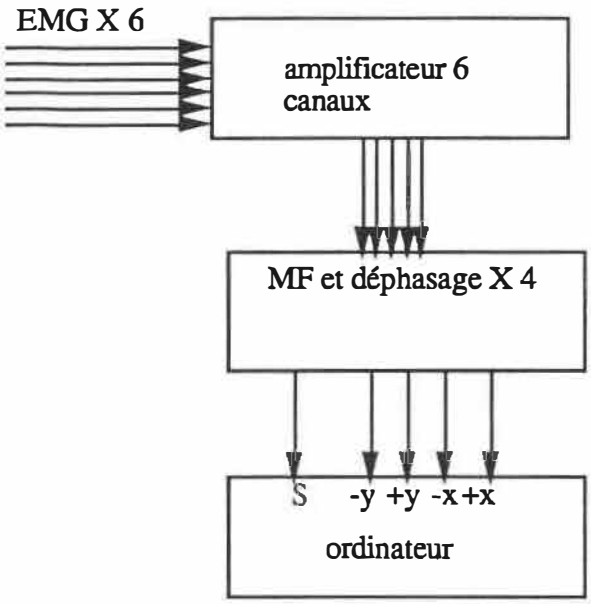


Fig. 3.5: Schéma du principe de fonctionnement de la version 1 de BIOLINK (MF = modulation de fréquence, S = interrupteur, +/- y et +/- x = directions de déplacement)

BIOLINK offre l'avantage de permettre à l'utilisateur de maîtriser chaque déplacement du curseur avec un site musculaire ce qui permet d'accomplir facilement des tâches complexes comme faire de la musique (à l'aide de logiciels qui traduisent les déplacements du curseur en code M.I.D.I.). Il offre aussi la possibilité d'utiliser toutes les applications informatiques disponibles à l'aide d'un logiciel affichant un clavier à l'écran (par ex., WordWriter). Cette version de BIOLINK a cependant une faible sensibilité, nécessite un grand nombre d'électrodes et fils et demande trop de sites musculaires fonctionnels pour les utilisateurs gravement handicapés.

III - 5 BIOLINK (deuxième version)

Par la suite, une deuxième version de BIOLINK, présentée à la figure 3.6, fut développée afin de répondre aux besoins des personnes ayant une déficience physique et désirant utiliser l'ordinateur. Elle comporte les améliorations suivantes par rapport à la version 1:

- permet de positionner le curseur avec deux sites musculaires où chacun a la responsabilité d'une orientation. Chaque contraction successive d'un muscle fait alterner les déplacements du curseur entre deux directions (droite et gauche ou haut et bas);

- un deuxième étage d'amplification avec un gain ajustable permet de mesurer des signaux de plus faibles amplitudes que celles de la version 1 (par ex., les muscles frontaux);

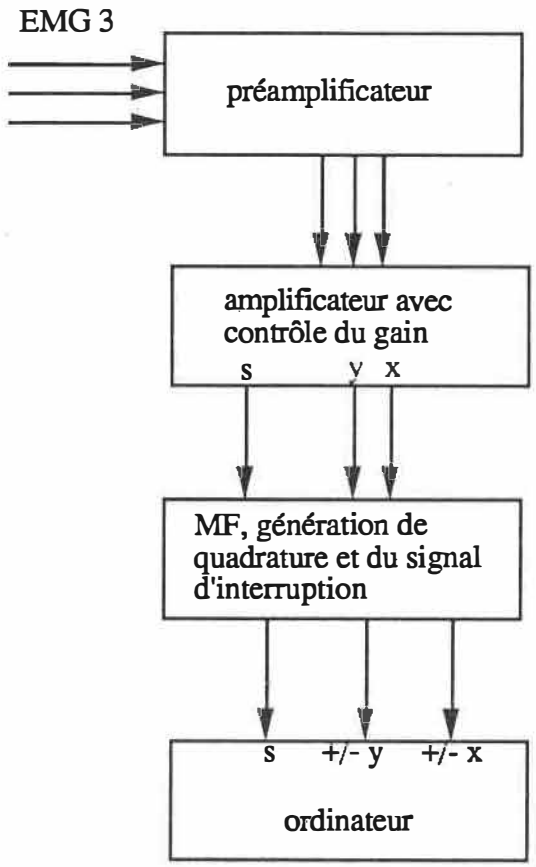


Fig. 3.6: Schéma du principe de fonctionnement de la version 2 (MF= modulation de fréquence, s = interrupteur).

- permet d'émuler l'action de presser et de relâcher le bouton de la souris. L'utilisateur doit contracter les deux sites musculairessimultanément une première fois pour presser et une seconde fois pour relâcher le bouton. Ce mode d'utilisation empêche cependant les mouvements diagonaux du curseur;

- permet d'utiliser un site musculaire supplémentaire ou un interrupteur externe pour effectuer la tâche de sélection.

lll - 6 Fonctionnement global de BIOLINK

Le circuit électronique n'est qu'un élément du système; il met en contact électrique le système neuromusculaire de l'utilisateur et l'ordinateur. Pour bien comprendre le fonctionnement du système, il faut considérer chaque élément de la figure 3.7 et leur action comme étant une partie intégrante du système. Voici ces éléments: le système neuromusculaire de l'utilisateur, le circuit de détection et d'amplification des signaux musculaires, l'unité de traitement et l'ordinateur.

Afin d'avoir une vision globale, il faut faire appel aux notions exposées dans les chapitres 2 et 3. La figure 3.7 est un schéma de principe qui présente le fonctionnement détaillé de chaque unité du dispositif en commençant par le système moteur.

Les diverses régions du cortex ont des répercussions sur le cortex prémoteur par leurs connexions cortico-corticales. Le cortex prémoteur envoie une commande de mouvement au cortex moteur qui les achemine au segment spinal par le trajet corticospinal. Les

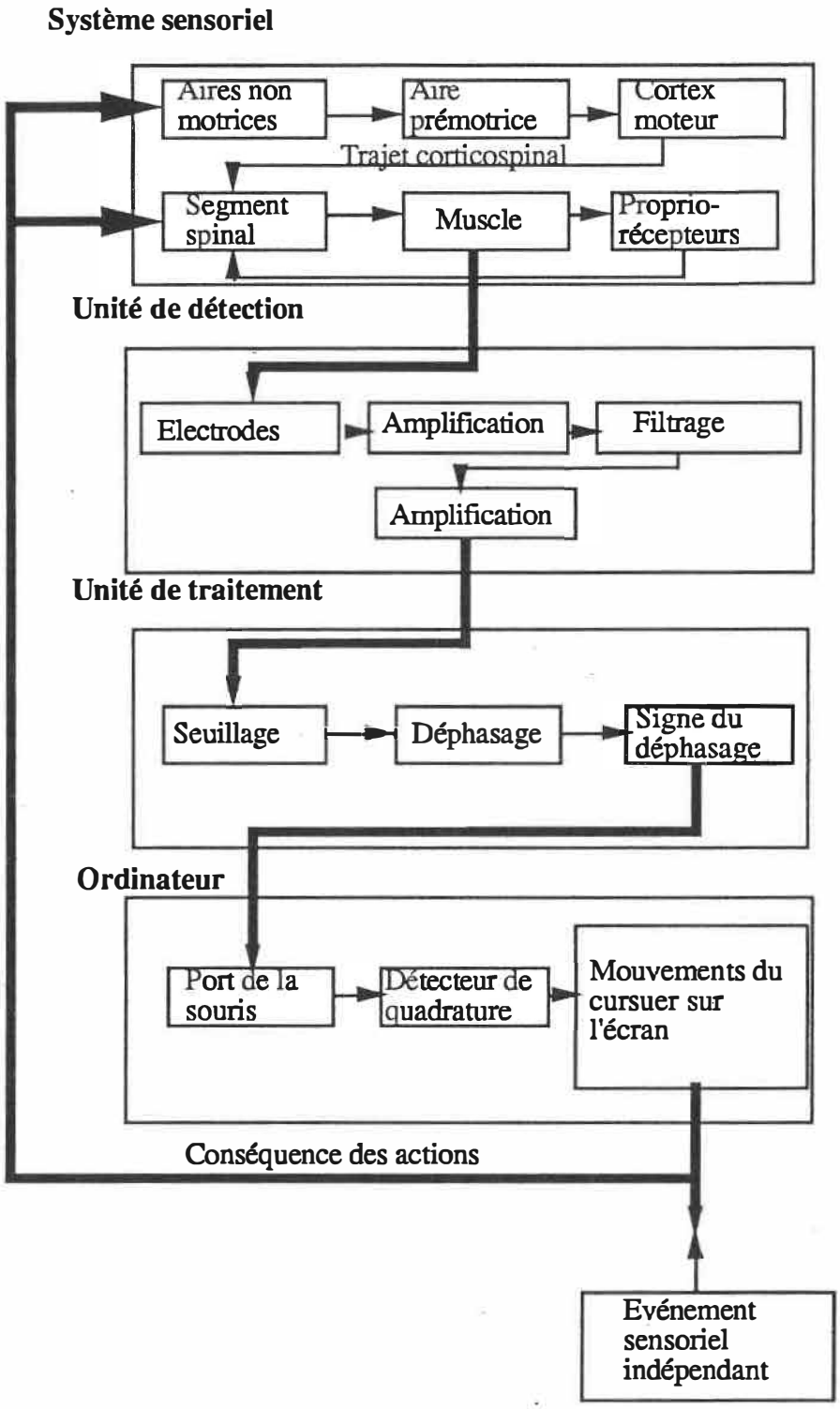


Fig 3.7: Vue d'ensemble du système BIOLINK.

axones agissent sur les interneurones segmentaux et les neurones moteurs qui contrôlent les mouvements réflexes, permettant ainsi de produire une activité musculaire volontaire.

La contraction musculaire est maîtrisée indirectement par les propriorécepteurs sur les muscles qui influencent le segment spinal et les niveaux supérieurs. Les conséquences des actions sont fournies à la fois par les propriorécepteurs et par le retour d'information visuel et auditif de l'ordinateur. Les fibres corticospinales inhibent aussi les synapses des muscles antagonistes.

La terminaison des axones moteurs, à la suite d'un potentiel d'action, déclenche un autre potentiel d'action dans une unité motrice. Un signal myoélectrique est engendré par la combinaison des trains d'impulsion produits par chacune des unités motrices. Les potentiels induisent un potentiel différentiel dans les électrodes, lequel est transmis au premier étage d'amplification. Les fréquences inférieures et supérieures par rapport au domaine d'intérêt sont par la suite filtrées alors que le signal est amplifié une seconde fois (dans le cas de la version 2). Un comparateur filtre les pics inférieurs à une valeur seuil, déterminée expérimentalement, laissant à la sortie de cette unité une onde carrée dont la fréquence augmente avec l'activité du signal myoélectrique.

Cette onde carrée est par la suite acheminée dans un générateur de quadrature avant d'être introduite dans l'ordinateur par le port de la souris. A l'intérieur de l'ordinateur, un détecteur de quadrature détermine la direction du déplacement du curseur et un logiciel interne traite les données afin de traduire la fréquence de l'onde carrée en vitesse de déplacement du curseur. L'activité myoélectrique est maintenant traduite par le mouvement du curseur sur l'écran suivant une direction axiale où la vitesse de déplacement du curseur augmente avec l'activité musculaire.

Les actions du curseur sont par la suite retournées au cortex par les messages des extériorécepteurs et des propriorécepteurs.

III - 7 Conclusion

Nous avons étudié dans ce chapitre les éléments des unités de détection et d'amplification ainsi que de traitement des dispositifs bio-électriques. Nous avons décrit également, comment à partir d'une électrode, un potentiel bio-électrique est détecté, quels sont les prérequis pour les amplifier et quelles sont les approches et les méthodes de traitement possibles pour traduire la force musculaire en déplacement du curseur sur l'écran. A partir de ces éléments, nous avons développé deux versions de BIOLINK et décrit leurs caractéristiques pour en arriver à une description globale du fonctionnement de BIOLINK, en faisant appel à des notions du chapitre 2 et 3. Une fois le dispositif développé, il est apparu essentiel de pouvoir en évaluer la performance (rapidité, précision, etc.) dans le but de déterminer quelles seront les performances des utilisateurs et ainsi mettre en lumière la compétitivité de ces derniers sur le marché du travail. Nous aborderons ces questions dans le chapitre suivant.

CHAPITRE IV

EVALUATION DE LA PERFORMANCE HUMAINE AVEC BIOLINK

IV - 1 Objectifs

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer l'utilité de BIOLINK en tant que dispositif de pointage. Pour ce faire, il faut mesurer le temps d'apprentissage pour des sujets humains et évaluer la performance afin de connaître combien de temps il faut pour maîtriser BIOLINK et quelle en sera la performance à ce moment.

Afin d'évaluer l'amélioration de la performance humaine pour des tâches de positionnement, il faut connaître, d'une part, la durée (nombre de séances) de la période d'entraînement et, d'autre part, s'assurer que chaque séance comporte les mêmes difficultés. Pour connaître la difficulté de chaque séance, il faut connaître le nombre de cibles à atteindre sur un écran ainsi que la difficulté de chacune de ces cibles. Il est aussi nécessaire de s'assurer que la séquence avec laquelle les cibles sont présentées varie d'une séance à l'autre (pour éviter que les sujets ne puissent, par mémorisation, connaître des patrons de la séquence, ce qui pourrait modifier la performance). Les données recueillies pour l'évaluation de l'apprentissage (temps de positionnement et difficulté de la tâche) sont suffisantes pour évaluer la performance d'un dispositif. Cependant, on doit s'assurer, à l'aide de critères objectifs (par ex., t-test), d'être à un point sur la courbe d'apprentissage où il n'y a plus d'amélioration de la performance humaine afin que la performance du dispositif soit indépendante de celle des sujets. De plus, il faut faire la même expérience avec un autre

dispositif connu afin de pouvoir comparer la performance du dispositif. Voici une description des dispositifs, sujets, tâches et procédures qui ont servi à évaluer l'apprentissage humain et à comparer la performance de BIOLINK.

IV - 2 Méthode

IV - 2.1 Dispositif expérimental

Le dispositif de pointage utilisé est la version 2 de BIOLINK puisque c'est cette version qui est destinée aux personnes ayant une déficience physique. Le signal myoélectrique est capté à l'aide d'électrodes de surface jetables de type "MEDI-TRACE pellet ECE 1801". Elles sont placées par paire à deux centimètres de distance l'une de l'autre sur le site musculaire (voir figure 4.1). Le signal myoélectrique détecté est par la suite amplifié au niveau désiré, prétraité (filtré) et acheminé à une unité de traitement à l'aide de BIOLINK. Le signal traité est ensuite transmis à l'ordinateur par le port de la souris et permet de relier la force de contraction musculaire à la vitesse de déplacement du curseur. Deux sites musculaires indépendants, le muscle frontal et l'extenseur commun du bras gauche, ont été choisis en raison de leur accessibilité. Chaque site contrôlait une orientation (horizontale ou verticale) et chaque activation successive d'un même site provoquait l'alternance entre deux directions (haut-bas, droite-gauche). Pour sélectionner une cible, le sujet devait appuyer sur une touche du clavier (la touche "enter").

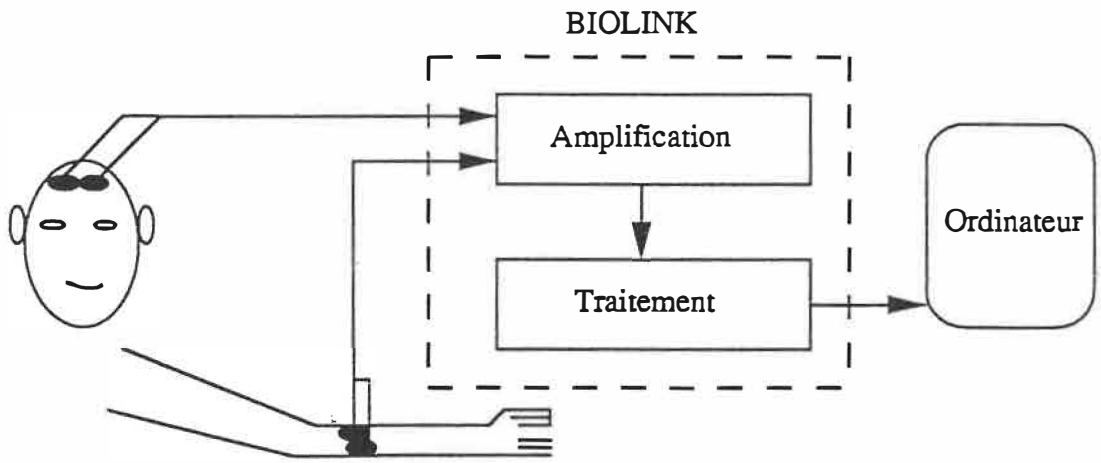


Fig. 4.1: Schéma du principe du dispositif expérimental utilisé pour l'évaluation de BIOLINK

IV - 2.2 Sujets

Sept étudiant(e)s de l'Ecole Polytechnique de Montréal ont volontairement participé à l'expérience. Quatre sujets, trois femmes et un homme, ont utilisé Biolink et trois autres (tous des hommes) ont fait la même expérience en utilisant la souris, afin que l'on puisse comparer la performance de BIOLINK à celle d'un dispositif de pointage connu. Les sujets n'avaient pas de déficiences physiques et l'âge variait entre 19 et 30 ans ($\bar{x}$ = 22.3). Les quatre sujets utilisaient BIOLINK pour la première fois.

IV - 3 Tâche

La tâche expérimentale porte sur la loi de Fitts, laquelle est relative au temps de positionnement d'une cible par le sujet en fonction de la grosseur de cette cible et de sa distance. Elle consiste, dans le cadre de notre propos, à déplacer le curseur sur 200 cibles présentées une à une sur l'écran de l'ordinateur. Le point de départ est un cercle de 14 pixels de diamètre placé au centre de l'écran (N.B.:, il y a 28,23 pixels par centimètre). Les cibles, de forme carrée, sont placées à quatre distances différentes du point de départ, soit 20, 40, 80, ou 160 pixels et sont de quatre grosseurs, soit 9, 18, 36 ou 72 pixels. La figure 4.2 représente un exemple de cible, du curseur et du bouton de départ. On a construit dix combinaisons différentes de la distance et de la grosseur des cibles. Les combinaisons apparaissaient dans un ordre aléatoire, à différents angles (20 angles entre 0 à 365^0) par rapport au point de départ. Le curseur avait la forme de la main et l'index était pointé (celui-ci avait une dimension de 4X7 pixels); c'est l'index qui permettait de toucher la cible. La présentation des cibles et la cueillette des données ont été réalisées à l'aide d'un logiciel

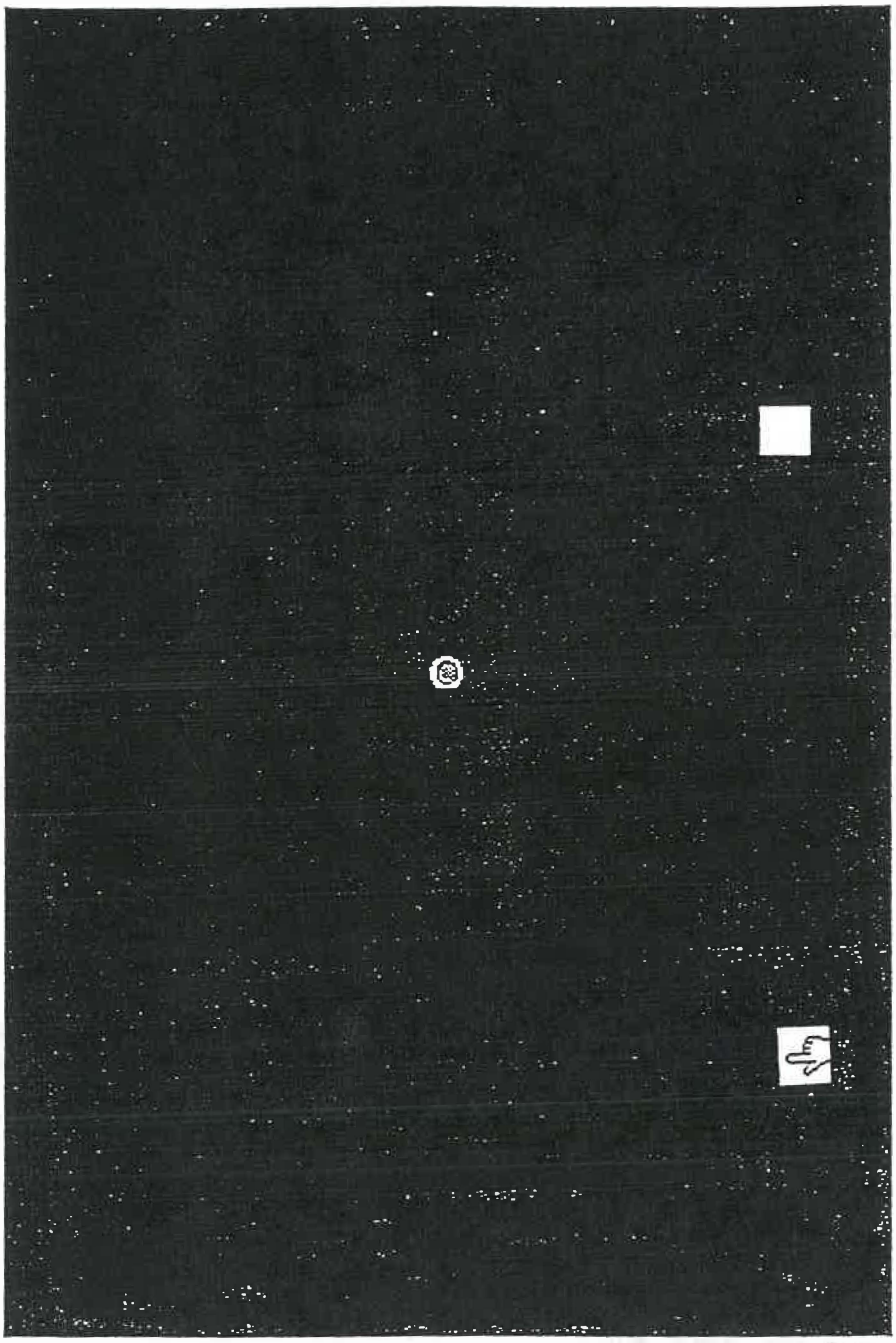


Fig. 4.2: Exemple d'une cible, de la main et du bouton de départ (grandeur réel)

écrit dans le langage-objet Hypertalk d'Hypercard qui tourne sur l'ordinateur Macintosh (voir l'annexe 2 pour la liste des instructions du programme).

IV - 2.4 Procédure

Lors de l'expérience réalisée avec Biolink, les sujets étaient assis face à l'écran de l'ordinateur. Ils utilisaient tous les mêmes sites musculaires mentionnés ci-dessus pour commander le déplacement du curseur. À chaque essai, le sujet devait d'abord déplacer le curseur sur le bouton de départ au centre de l'écran. Lorsque ce bouton était atteint, il disparraissait en même temps qu'un "bip" sonore se faisait entendre et que la cible à atteindre apparaissait sur l'écran. Lorsque le curseur avait atteint la cible, le sujet devait sélectionner celle-ci en appuyant le plus rapidement possible sur la touche "enter" du clavier avec le doigt. Au début de chaque séance de travail, le sujet procédait à 20 essais de réchauffement (non enregistrés). La séance prenait fin après la présentation des 200 cibles et durait environ 40 minutes (incluant l'installation des électrodes) avec BIOLINK, et 15 minutes avec la souris. A la fin de chaque groupe de 20 essais consécutifs, le temps de positionnement moyen était affiché à l'écran. Le sujet avait la possibilité de se reposer après chaque essai. On a procédé à 10 séances différentes pour chaque sujet, réparties sur une période de 20 jours. Le nombre de séances est limité en raison de l'absence possible des sujets.

IV - 3 Résultats

IV - 3,1 Amélioration de la performance en fonction de la pratique

La figure 4.3 présente l'amélioration du temps de positionnement moyen obtenu en fonction du nombre de séances de travail par les sujets utilisant BIOLINK. Décrivons maintenant ces données empiriques à l'aide de la loi de l'apprentissage.

La loi de l'apprentissage:

Le temps pour effectuer une tâche décroît avec la pratique. C'est Snoddy (Snoddy 1926) qui, le premier, observa que le taux d'amélioration est approximativement proportionnel à la pratique mise à la puissance par une constante. Cette loi est donnée par la relation suivante:

$$Tn = T_0 N^{-\alpha} \qquad (1)$$

où

Tn = temps pour effectuer une tâche à la séance N

N = le nombre de séances effectuées

T_0 = constante empirique obtenue par régression

α = constante empirique obtenue par régression

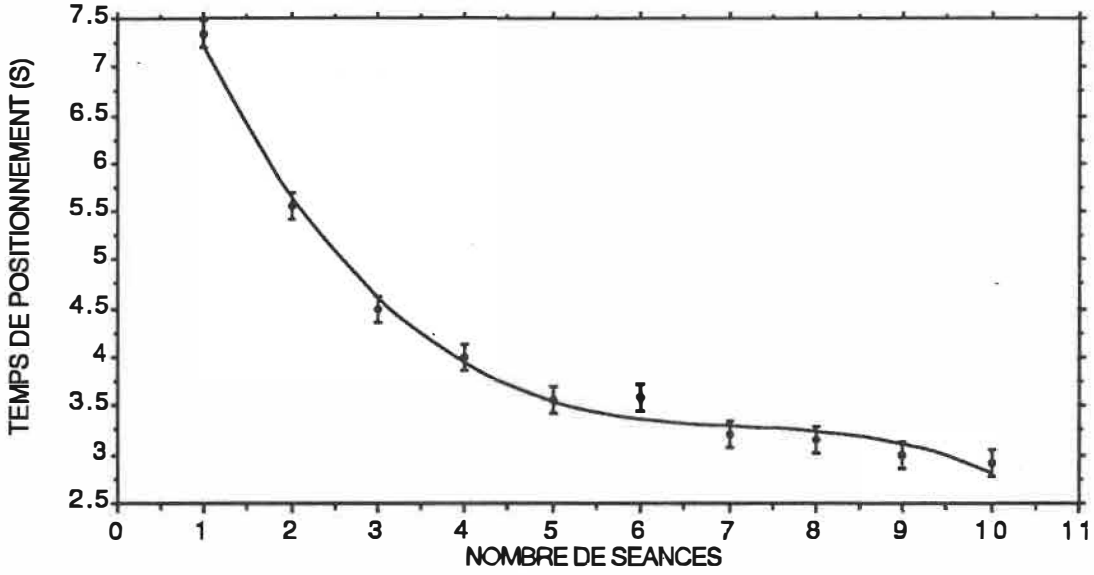


Fig. 4.3: Evolution du temps de positionnement avec BIOLINK en fonction du nombre de séances

L'apprentissage est décrit par les deux constantes t_o et α qui sont déterminées empiriquement par régression linéaire simple en comparant les valeurs du log(Tn) avec celles du log(N). Les valeurs, incluant l'erreur standard (SE) et le coefficient de corrélation multiple R^2 (plus celui-ci est proche de l'unité, plus la relation linéaire est exacte), sont les suivantes (voir la figure 4.4):

$$Tn = 7.21 * N^{-.405} \text{ sec.} \quad SE = .013 \quad R^2 = .991 \quad (2)$$

En comparant les constantes t_o et α pour BIOLINK (t_o= 7.21; a = .405) et pour la souris [(valeurs tirées de Card et al., 1978: t_o = 2.2; a = .13) (voir la figure 4.5)], on observe, à l'aide d'un test "t" de Student (test qui permet de comparer deux groupe de données) permettant de comparer deux séances successives, qu'après dix séances de travail, les sujets sont au début de la courbe d'apprentissage avec BIOLINK, alors que leur performance ne s'améliore plus de façon significative ($p << .05$) après dix séances avec la souris (Card et al. 1978).

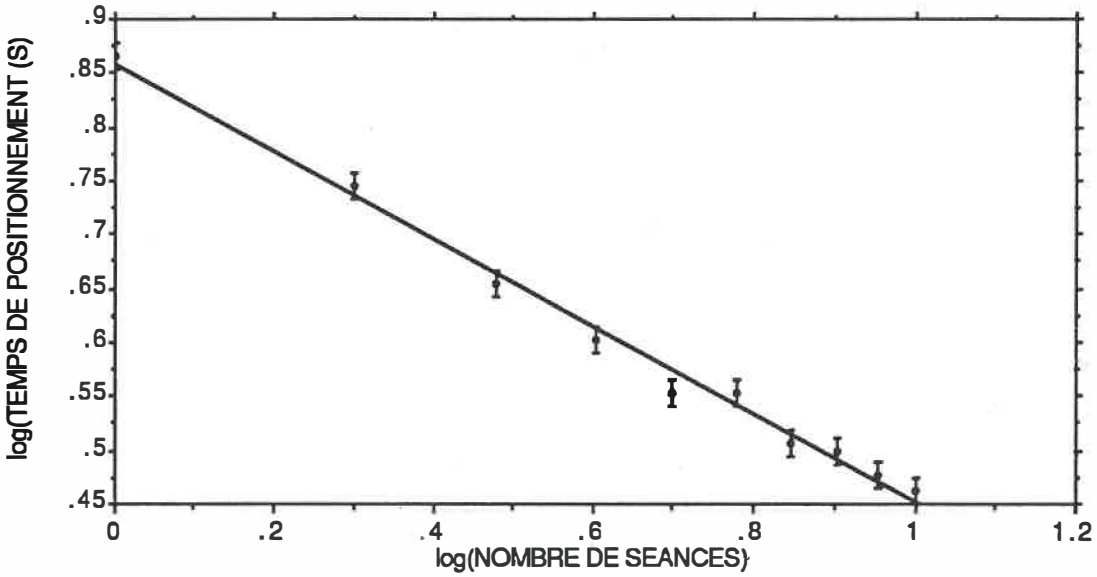


Fig. 4.4: Log du temps de positionnement avec BIOLINK en fonction du log du nombre de séances

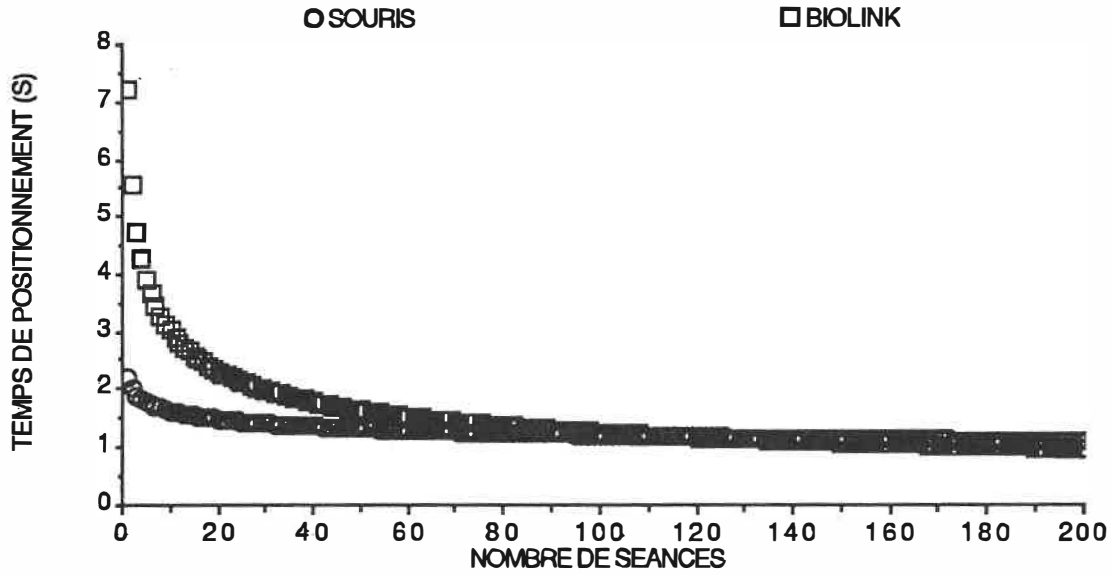


Fig. 4.5: Evolution du temps de pointage dans le cas de BIOLINK et celui de la souris en fonction du nombre de séances extrapolées

IV - 3.2 La performance de BIOLINK

Même s'il est nécessaire, pour l'évaluation absolue de la performance d'un dispositif de pointage, qu'il n'y ait plus d'amélioration humaine, on peut mesurer objectivement la performance de BIOLINK après dix séances d'entraînement. Pour ce faire, on évalue la bande passante après dix séances. Voici la définition de la bande passante, adaptée de Card (1990):

bande passante: c'est une mesure de l'insensibilité au changement du temps de pointage, quand la difficulté de la tâche de pointage augmente. On dira que la bande passante d'un dispositif de pointage est grande quand il y a peu d'altération des temps de pointage pour des tâches de grande difficulté, par analogie aux systèmes physiques dont on dit que la bande passante est grande quand il y a peu d'altération du spectre dans le cas des fréquences élevées.

Le temps de positionnement d'un dispositif de pointage peut se définir par l'équation suivante qui dérive de la loi de Fitts pour le positionnement de la main (Card 1990):

$$Tp = C + (1/B) * (Id) \text{ sec.} \qquad (3)$$

où

Tp = temps de positionnement

C = constante obtenue empiriquement

B = la bande passante d'un dispositif en bits/s

Id = l'indice de difficulté défini par la relation:

$$Id = Log2(2*D/G) \text{ bits} \qquad (4)$$

où

D = la distance entre la cible et le point de départ

G = la grosseur de la cible

L'équation (3), qui est une reformulation de la loi de Fitts (1954), prédit que le temps de positionnement en fonction de l'indice de difficulté va produire une ligne droite. Bien que la bande passante ne s'applique pas à BIOLINK après dix séances pour les raisons énumérées ci-dessus, la figure 4.6, qui présente le temps de positionnement pour BIOLINK et la souris en fonction de l'indice de difficulté, confirme la prédiction de l'équation (3). Pour déterminer les paramètres de l'équation (3) par régression, on a comparé les données des temps de positionnement moyens pour les sujets utilisant BIOLINK à la dixième séance avec l'indice de difficulté de la tâche. Selon cette régression, le temps de positionnement de BIOLINK est:

$$Tp = 1.25 + .507 * \text{Id sec.} \quad SE = .025 \quad R2 = .97 \qquad (5)$$

Selon cette même équation, en comparant les temps de positionnement moyens dans cette étude avec l'indice de difficulté pour les trois sujets utilisant la souris, l'équation, déterminée par régression linéaire, est:

$$Tp = .47 + .185 * \text{Id sec.} \quad SE = .03 \quad R2 = .97 \qquad (6)$$

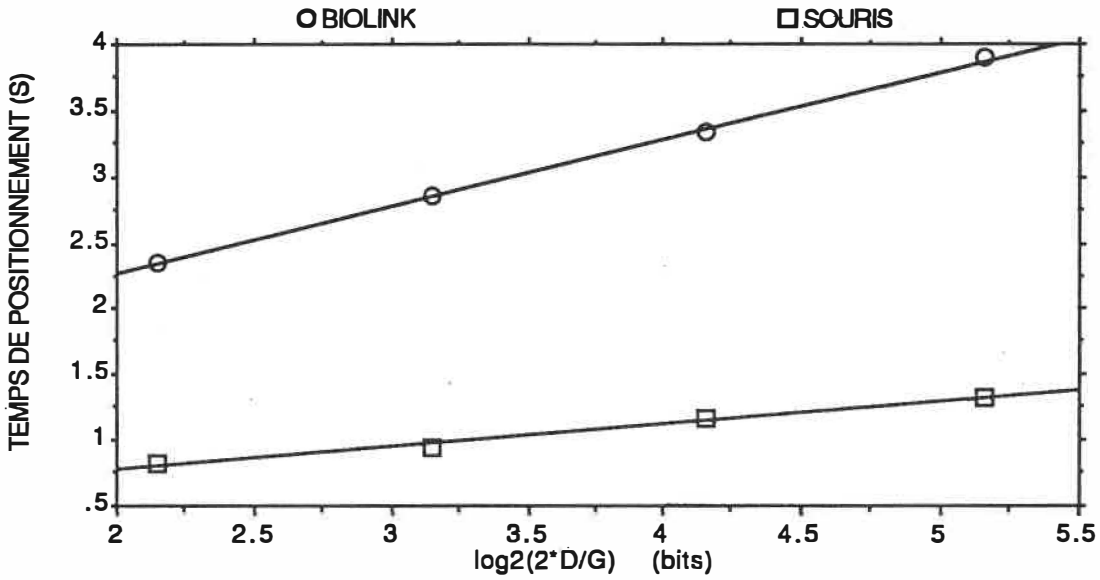


Fig. **4.6** Temps de positionnement de BIOLINKet celui de la souris en fonction de l'indice de difficulté de la tâche

Le rapport de la bande passante de BIOLINK avec celle de la souris après 10 séances est 2/5. Cela signifie que les temps de positionnement de BIOLINK augmenteront selon un facteur 5/2 plus rapidement que ceux de la souris lorsque la difficulté de la tâche augmentera.

IV - 4 Discussion

Les principaux résultats montrent qu'après 10 séances de travail, d'une durée de 40 minutes chacune, le temps de positionnement de BIOLINK est de l'ordre de 3 secondes alors qu'il est d'environ 1 seconde. dans le cas de la souris. L'apprentissage est long, comparativement à ce qui se produit avec la souris, par contre l'équation (2) permet aux utilisateurs d'espérer obtenir un temps de pointage de l'ordre de 1,2 seconde (celui de la souris) en 80 séances (ce qui correspond à 2 semaines d'apprentissage à raison de 8 séances par jour). Les résultats confirment la relations de Snoddy (1926) sur l'amélioration de la performance en fonction de la pratique et celle de Fitts sur le temps de positionnement d'une cible en fonction de l'indice de difficulté. Le rapport des bandes passantes, après dix séances, indique que le temps de pointage de BIOLINK augmente 5/2 fois plus rapidement que celui de la souris lorsque la difficulté de la tâche augmente. Il sera nécessaire de vérifier, dans une prochaine étude, la prédiction de la loi de l'apprentissage et de mesurer comment la bande passante de BIOLINK évolue en fonction d'un grand nombre de séances d'entraînement. Il est également nécessaire de vérifier l'apprentissage et la performance en fonction des déficiences individuelles chez des sujets handicapés (ex., paralysie cérébrale, dystrophie musculaire, etc.). Cependant, on peut déjà conclure que BIOLINK peut être utile pour les personnes ayant une déficience physique grave, en leur permettant d'utiliser un

dispositif de pointage qui, après dix séances, a un temps de positionnement de 3 secondes comparativement à une pour la souris.

CONCLUSION

L'objectif principal de cette recherche a été de concevoir, de développer et d'évaluer un dispositif de pointage nommé BIOLINK basé sur la détection du signal myoélectrique.

Il en ressort, comme le montre la classification du chapitre 1, que BIOLINK propose une approche nouvelle dans l'interaction humain-ordinateur et qu'il est maintenant possible, pour la première fois, de positionner un curseur sur l'écran et de sélectionner une cible à partir des signaux myoélectriques. De plus, l'évaluation expérimentale de la performance de BIOLINK a permis de découvrir que la loi de l'apprentissage ainsi que la loi de Fitts sont valides dans le cas des dispositifs de pointage myoélectriques.

BIOLINK a comme avantage de ne nécessiter que deux sites musculaires fonctionnels, permettant ainsi à certains utilisateurs ayant une incapacité (par ex., la paralysie cérébrale), d'utiliser pour la première fois des logiciels déjà existants basés sur le positionnement et la sélection d'une cible (logiciels de dessin, de CAD, de musique, etc.). De plus, BIOLINK permet aux utilisateurs d'espérer, en se basant sur la loi de l'apprentissage et la loi de Fitts, d'obtenir des temps de pointage rapides après quelques semaines d'utilisation et, ainsi, d'être compétitifs avec ceux qui effectuent les mêmes tâches en utilisant la souris, par exemple. Cependant, Biolink comporte comme désavantages de nécessiter un long apprentissage, d'encombrer l'utilisateur de fils ainsi que d'être long à installer (environ 15 minutes).

D'autres recherches seront nécessaires, sur une longue période, afin de vérifier si les prédictions de la loi de l'apprentissage sont valides et d'étudier l'évolution de la bande passante de BIOLINK. De plus, on peut émettre les hypothèses suivantes: a) comme BIOLINK permet de positionner le curseur, en utilisant un seul site musculaire à la fois, il pourrait être plus utile à des personnes qui démontrent des problèmes de coordination, b) il permet, en outre, d'utiliser différentes combinaisons de sites musculaires; il pourrait être utile pour une grande variété de déficiences physiques, c) comme il permet de faire une boucle de rétroaction entre le déplacement du curseur sur un écran et la contraction musculaire, il pourrait avoir un effet thérapeutique bénéfique dans le cas de certaines maladies musculaires. Des recherches avec un grand nombre de sujets seront nécessaires dans le but de vérifier ces hypothèses. Enfin, pour le rendre encore plus efficace pour les utilisateurs, les améliorations suivantes, par rapport à la version II de BIOLINK, pourront être apportées. La partie électronique du circuit pour la détection et la transmission du signal myoélectrique devra être intégrée dans une puce pour remplacer les fils de transmission du signal à l'ordinateur grâce à un système de télémétrie. Le protocole de communication devrait offrir une compatibilité avec d'autres systèmes déjà employés (par ex.: chaises roulantes, téléviseurs, ascenseurs, etc.) par les personnes ayant une incapacité. Le mécanisme de détection du signal devra être d'une plus grande précision afin de détecter de plus petits groupes de fibres musculaires et l'unité de traitement du signal devra permettre à l'utilisateur de maîtriser le déplacement du curseur avec une plus grande précision.

Pour réaliser ces objectifs de recherche, il est nécessaire que divers organismes et des groupes de thérapeutes (médecins, ergothérapeutes, etc.) collaborent afin d'évaluer le plein potentiel de BIOLINK. Toutefois, il est déjà assuré que BIOLINK permettra d'aider

des personnes dans le besoin à retrouver des activités valorisantes et satisfaisantes.

BIBLIOGRAPHIE

Albert, A., "The Effect of Graphic Input Devices on Performance in a Cursor Positioning Task", Proceedings of the Human Factors Society-26th Annual Meeting, 54-58 (1982).

Andres, O. A., et Hartung, K. J., "Prediction of Head Movement Time Using Fitts'law", Human Factors, 6, 703-713 (1989).

Apple, "Inside Macintosh Volume 3", Don Mills: Addisson Wesley, (1985).

Aubin, F., Robert, J-M., "Biolink: un dispositif myoélectrique d'entrée de données et de pointage pour les systèmes interactifs", Compte Rendu du XXVIième congrès de la SELF, Montréal, 3 au 5 octobre, 327-330 (1990).

Bernstein , N., " The Coordination Regulation of Movement", Oxford: Pergamon Press, (1967).

Card, S. K., Moran, T. P., et Newell, A., "The Psychology of Human Computer Interaction", Hillsdale: Lawrence Erlbhaum Associates, Inc. (1978).

Card, S. K, English, W. K., et Burr, B. J., "Evaluation of Mouse, Rated-Controlled Isometric Joystick, Steps Keys, and Text Keys for Text Selection on a CRT", Ergonomics, 21, 601-613 (1978).

Card, S. K., "The Design Space of Input Devices", In Proceedings of the CHI'90 Conference on Human Factors in Computing Systems, Chew, J. C., and Whiteside, J., (eds.), (ACM Press), 117-124 (1990).

Closing The Gap, "Closing The Gap 1990 Resources Directory", Closing the Gap, 6, (1990).

Conrad, B., Matsunami, K., Meyer-Lonman, J., Wiesendanger, M., et Brooks, V. B., "Cortical Compensation During Voluntary Elbow Movements", Brains Res., 71, 507-514 (1974).

Cromwell, L., Weibell, F., et Pfeifer, E. A., "Biomedical Instrumentation and Measurements", Englewood Cliffs: Prentice Hall, Inc., (1980).

Eaton, M. L., "BIO-Music (Biological Feedback Experimental'Music Systems", Kansas City: Orcus Res., (1971).

Evans, H. B., Pan, Z., Parker, P. A., et Scott, R. N., "Signal Processing for Proportional Myoélectric control", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2, 207-211 (1984).

Ewing, J., Mehranbazad, S., Sheck, S., Ostroff, D., et Shneiderman, B., "An Experimental Comparison of Mouse and Arrow-Jump Keys for Interactive Encyclopedia", International Journal of Man Machine Studies, 23, (1986).

Fitts, P. M., "The Information Capacity of the Human Motor System in Controlling Amplitude Movement", Journal of Experimental Psychology, 47, 381-391 (1954).

Foley, J. D., Wallace, V. L., et Chan, P., "The Human Factors of Computer Graphic Interaction Techniques", IEEE Computer Graphics & Applications, 11, 13-48 (1984).

Gillet, R., Smith, K. C., et Pritchard, B., "MADDM-Danced Directed Music", In Proceedings of the ICMC'85 Conference, 329-330 (1985).

Heid, J., "How to /Getting Started with Input Devices", Macworld, 11, 301-307 (1990).

Jacob, R. J. K., "What You Look Is What You Get: Eye Movement Based Interaction Techniques", In Proceedings of the CHI'90 Conference on Human Factors in Computing Systems, Chew, J. C., and Whiteside, J., (eds.), (ACM Press), 11-18 (1990).

Just, M. A., et Carpenter, P. A., "A Theory of Decoding from Eye Fixation to Comprehension", Psychological Review, 87, 329-354 (1980).

Kandel, E. R., et Schwartz, J. H., "Principles of Neural Science", New York: Elsiever, (1985).

Knapp, R. B., Lusted, H. S., "A Bioelectric Controller for Musical Application", Computer Music Journal, 1, 42-47 (1990).

Kurtz, I., "The Hugh MacMillan Medical Myoelectric Input Device", Utilization Guide, Hugh MacMillan Rehabilitation Center, Toronto (1989).

Kuyper, H. G. J. M., "Anatomy of Descending Pathway", Handbook of Physiology, Section 1: The Nervous System, Bethesda: Brooks, 597-666 (1981).

Langolf, G. D., "Human Motor Performance in Precise Microscopic Work", Fairlawn: MTM Association, (1973).

Lee, K. F., Hauptman, A. G., et Rudnicky, A.I., "The Spoken Word", Byte, 7, 237-240 (1990).

Lundberg, A., "Integration of Propriospinal Motor Center Controlling the Forelimb in Cat", Integration of the Nervous System, Tokyo: Igaku-Shoin, 47-64 (1979).

Martin, G., Pitman, J., Wittenburg, K., Cohen, R., et Parish, T., "Sing Here, Please", Byte, 7, 243-251 (1990).

Merchant, J., Morrissette, R., et Poterfield, P., " Remote Measurement of Eye Direction Allowing Subject Motion Over One Cubic Foot of Space", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 21, 309-317 (1974).

Montgomery, E. B., "Bringing Manual Input Into the 20th Century, IEEE Computer, 3, 11-18 (1982).

Reiter, R., "Eine Neue Elektrokunsthand", Grenzgebiete der Medizin, 4, 133-135 (1948).

Rickle R. M., "Where Silence Reigns", New York: New Direction Publishing Corporation, (1978).

Rosenboom, D., "Biofeedback and the Arts: Results of Early Experiments", Vancouver: Aesthetic Research Center of Canada Publication, (1976).

Scott, R. N., "U.N.B. Monographs on Myoelectric Prostheses", A. S. Muzunda,(ed.), Fredericton: University of New Brunswick Publications, (1984).

Shneiderman, B., "Designing the User Interface. Strategies foe Effective Human-Computer Interaction" Don Mills: Addison Wesley, (1987).

Snoddy, G. S., "Learning and Stability", Journal of Applied Psychology, 10, 1-36 (1926).

Tyler, M., "Touch Screen: Big Deal or No Deal?", Datamation, 1, 146-154 (1984).

Ware, C., et Harutune, H. M., "An Evaluation of an Eye Tracker as a Device for Computer Input", In Proceedings of the CHI+ GI'87 Conference on Human Factors in Computing Systems, Carroll, J. M., and Tanner P.P., (eds.), (ACM Press), 193-188 (1987).

Webster, B.F., "Personal Writer 15SL1.1", Macworld, 6, 164-165 (1989).

ANNEXE 1

DESCRIPTION MATHEMATIQUE DU MODELE STATISTIQUE

Signal produit par une unité motrice

Une électrode monopolaire mesure la différence de potentiel entre une région active et inactive d'un site musculaire. Le potentiel d'une unité motrice P(t) est la sommation de ceux produits par les fibres dans l'unité. De façon générale, il est acceptable de décrire la forme du potentiel d'action d'une unité motrice par la relation suivante:

$$P(t)=t(2-at)\exp(-at)$$

$$P(t)=0, \quad t > q$$

où P(t) est le potentiel en fonction du temps, "a" une constante, "t" le temps et "q" une période de décharge. Lors d'une contraction, les unité motrices du muscle engendrent une série de potentiels d'action sous forme de train d'onde X(t). De plus, la fréquence moyenne d'émission de ces trains d'ondes augmente avec le force de contraction. Cette fréquence varie de façon statistique, ce qui permet de décrire le train de potentiels comme un procédé aléatoire stationnaire où la fréquence varie de façon aléatoire autour d'une moyenne:

$$X_i(t)=\sum_{k=0}^{\infty} p(t-k/\lambda_i-\phi_k)$$

où Xi(t) est une série de trains de potentiels, λi le taux moyen de décharge de la ième unité et ϕk est une variable aléatoire ayant une moyenne de zéro. De plus:

$$|\phi_k|<<1/\lambda_i$$

il est alors intéressant de connaître le fonction d'autocorrélation de ce train d'impulsions pour une ième unité. Elle est définie par:

$$\phi_{ii}=E\{X_i(t)X_i(t-\tau)\}$$

où τ est un délai. Comme il s'agit d'un processus de type aléatoire stationnaire, le fonction d'autocorrélation devient :

$$\phi_{ii}=1/T\int_0^T X_i(t)X_i(t-\tau)dt$$

$$\text{limit, } T\rightarrow\infty$$

De plus, pour un intervalle d'autocorrelation τ plus grand qu'une demi-période, on s'attend à une valeur de corrélation qui tend vers zéro du à la nature du processus. On limitera donc les bornes de délai à une demi période (demi-intervalle moyen entre deux décharges), ce qui revient à calculer la moyenne d'un potentiel de décharge sur une période. La fonction d'autocorrélation sur une demi-période pour ce potentiel devient:

$$\phi_{ii}(\tau)=\lambda_i\int_\tau^q P(t)P(t-\tau)dt,\ |\tau|\leq q,\ q\leq 1/2\lambda_i$$

$$\phi_{ii}=\lambda_i\phi(\tau)$$

$$\phi(\tau) = (1/a^3 + |\tau|/a^2 - \tau^2/a)\exp(-a|\tau|)$$

<u>Signal myoélectrique monopolaire grossier</u>

Comme un muscle squelettique est constitué de N unités motrices, le signal myoélectrique grossier Y(t) vu par une électrode monopolaire sera une somme pondérée de chacun des trains de potentiels de chaque unité. Il prendra donc la forme suivante:

$$Y(t)=\sum_{i=1}^{N} b_i X_i(t)$$

où bi est un facteur de poids. Comme pour une unité motrice, la fonction d'autocorrélation pour le signal grossier aura la forme suivante:

$$\phi_{YY}=E\{Y(t)Y(t-\tau)\}$$

$$=E\left\{\sum_{i=1}^{N} b_i X_i(t)\sum_{j=1}^{N} b_j X_i(t-\tau)\right\}$$

$$=b_1^2\phi_{11}(\tau)+b_2^2\phi_{22}(\tau)+\ldots+b_N^2\phi_{NN}(\tau)$$

$$\phi_{YY}(\tau)=B\phi(\tau)$$

où les produits croisés sont nuls parce qu'il n'y a pas de corrélation entre deux unités motrices comme stipulé dans la condition (1) du chapitre 3. B est donc une constante dont la valeur est donnée par:

$$B=(b_1^2\lambda_1+b_2^2\lambda_2+\ldots+b_N^2\lambda_N)$$

<u>Signal grossier produit par deux électrodes monopolaires</u>

Le signal produit par deux électrodes peut être considéré comme une combinaison linéaire du signal produit par deux électrodes monopolaires Y et Z, séparées par une distance d. On peut alors décrire le signal de chacune des électrodes de la façon suivante:

$$Y(t)=\sum_{i=1}^{N} b_i X_i(t) \qquad Z(t)=\sum_{i=1}^{N} c_i X_i(t-d/v)$$

où ν est la vitesse de propagation dans une fibre musculaire, bi et ci sont des constantes positives. Les fonctions d'autocorrélations pour Y(t) et Z(t) seront de forme semblable ne se différenciant que d'un facteur, i.e.:

$$\phi_{YY}(\tau)= B\phi(\tau) \qquad \phi_{ZZ}(\tau)= C\phi(\tau)$$

La fonction de corrélation croisée entre les fonctions temporelles Y(t) et Z(t) est donnée par:

$$\phi_{YZ}(\tau)= E\{Y(t)Z(t-\tau)\}$$

$$= E\left\{\sum_{i=1}^{N} b_i X_i(t) \sum_{j=1}^{N} c_j X_{j(t-T-\tau)}\right\}$$

$$= A\phi(\tau+T)$$

où A est une constante et T= d/ν. La fonction d'intercorrélation prend donc une forme semblable à la fonction d'autocorrélation mais le temps est déplacé de T secondes. Pour l'électrode bipolaire, le signal temporel résultant V(t) provient de la différence de potentiel entre deux électrodes monopolaires. Il aura donc la forme suivante:

$$V(t) = Y(t) - Z(t)$$

On calcule alors la fonction d'autocorrélation comme précédemment:

$$\phi_{vv}(\tau) = E\{V(t)V(t-\tau)\}$$

ANNEXE 2

LISTE DES INSTRUCTIONS DU PROGRAMME POUR L'EVALUATION

12/11/90 21:18 Script of card button id 35

```
on mouseDown
  global no
  put the ticks into t
  hide me
  put t & return after cd fld output
  if no mod 20 = 0 then
    show cd fld "Un moment"
    put 0 into tot
    repeat with i = no-19 to no
      put item 5 of line i of cd fld output into fin
      delete item 5 of line i of cd fld output
      put item 4 of line i of cd fld output into déb
      delete item 4 of line i of cd fld output
      put fin - déb into diff
      put "," & diff after line i of cd fld output
      add diff to tot
    end repeat
    put (tot div 12) / 100 into moy -- question d'avoir 2 ch. après pt
    hide cd fld "Un moment"
    answer "Moyenne des 20 derniers essais: " & moy & " sec"¬
    with "On continue"
    if no = cd fld "nb essais" then
      if no = 200 then
        show cd fld "merci1"
        show cd fld "merci2"
        wait until the mouseclick
        hide cd fld "merci1"
        hide cd fld "merci2"
      end if
      show cd btn "On y va"
      show cd btn "Pré-ex"
      show cd btn "La suite"
    end if
  end if
  show cd btn "prêt"
end mouseDown
```

12/11/90 21:15 Script of card button id 38

```
on mouseDown
  global no
  put the ticks into t
  hide me
  put t & return after cd fld output
  if no mod 20 = 0 then
    show cd fld "Un moment"
    put 0 into tot
    repeat with i = no-19 to no
      put item 5 of line i of cd fld output into fin
      delete item 5 of line i of cd fld output
      put item 4 of line i of cd fld output into déb
      delete item 4 of line i of cd fld output
      put fin - déb into diff
      put "," & diff after line i of cd fld output
      add diff to tot
    end repeat
    put (tot div 12) / 100 into moy -- question d'avoir 2 ch. après pt
    hide cd fld "Un moment"
    answer "Moyenne des 20 derniers essais: " & moy & " sec"¬
    with "On continue"
    if no = cd fld "nb essais" then
      if no = 200 then
        show cd fld "merci1"
        show cd fld "merci2"
        wait until the mouseclick
        hide cd fld "merci1"
        hide cd fld "merci2"
      end if
      show cd btn "On y va"
      show cd btn "Pré-ex"
      show cd btn "La suite"
    end if
  end if
  show cd btn "prêt"
end mouseDown
```

12/11/90 21:13 Script of card button id 46 = "On y va"

```
on mouseUp
  global no
  repeat with i = 1 to 4
    hide cd btn i
  end repeat
  hide cd btn "on y va"
  hide cd btn "pré-ex"
  hide cd btn "la suite"
  put empty into cd fld output
  put 0 into no
  show cd fld "Un moment"
  set cursor to watch
  put 200 into cd fld "nb essais"
  -- ici, on mélange
  repeat 20
    put cd fld "suite modèle" into cd fld suite
    repeat with i = 10 down to 1
      put the random of i into ligne
      put item 1 of line ligne of cd fld suite into dist
      put item 2 of line ligne of cd fld suite into noBtn
      put ((the random of 20) - 1) * 18 into ang
      put ang / 57 into angle
      put round(dist * sin(angle)) into y
      put round(sqrt((dist*dist) - (y * y))) into x
      if (ang>90 and ang <270) then put -x into x
      put line ligne of cd fld suite after cd fld aléa
      put ","&ang&","&(x+256)&","&(y+171) & return after cd fld aléa
      delete line ligne of cd fld suite
    end repeat
  end repeat
  hide cd fld "Un moment"
  show cd btn "prêt" at 256,171
end mouseUp
```

12/11/90 21:14 Script of card button id 59 = "prêt"

```
on mouseEnter
  global no
  add 1 to no
  put item 1 of line no of cd fld aléa into d -- distance
  put item 2 of line no of cd fld aléa into b -- # bouton
  put item 3 of line no of cd fld aléa into a -- angle
  put item 4 of line no of cd fld aléa into x
  put item 5 of line no of cd fld aléa into y
  put b & "," & d & "," & a & ","after cd fld output
  lock screen
  hide me
  unlock screen with visual dissolve fast
  play tweek
  set name of me to "prêt"
  wait until the sound is "done"
  put the ticks & "," after cd fld output
  show btn b at x,y
end mouseEnter
```

12/11/90 21:16 Script of card button id 65 = "Pré-ex"

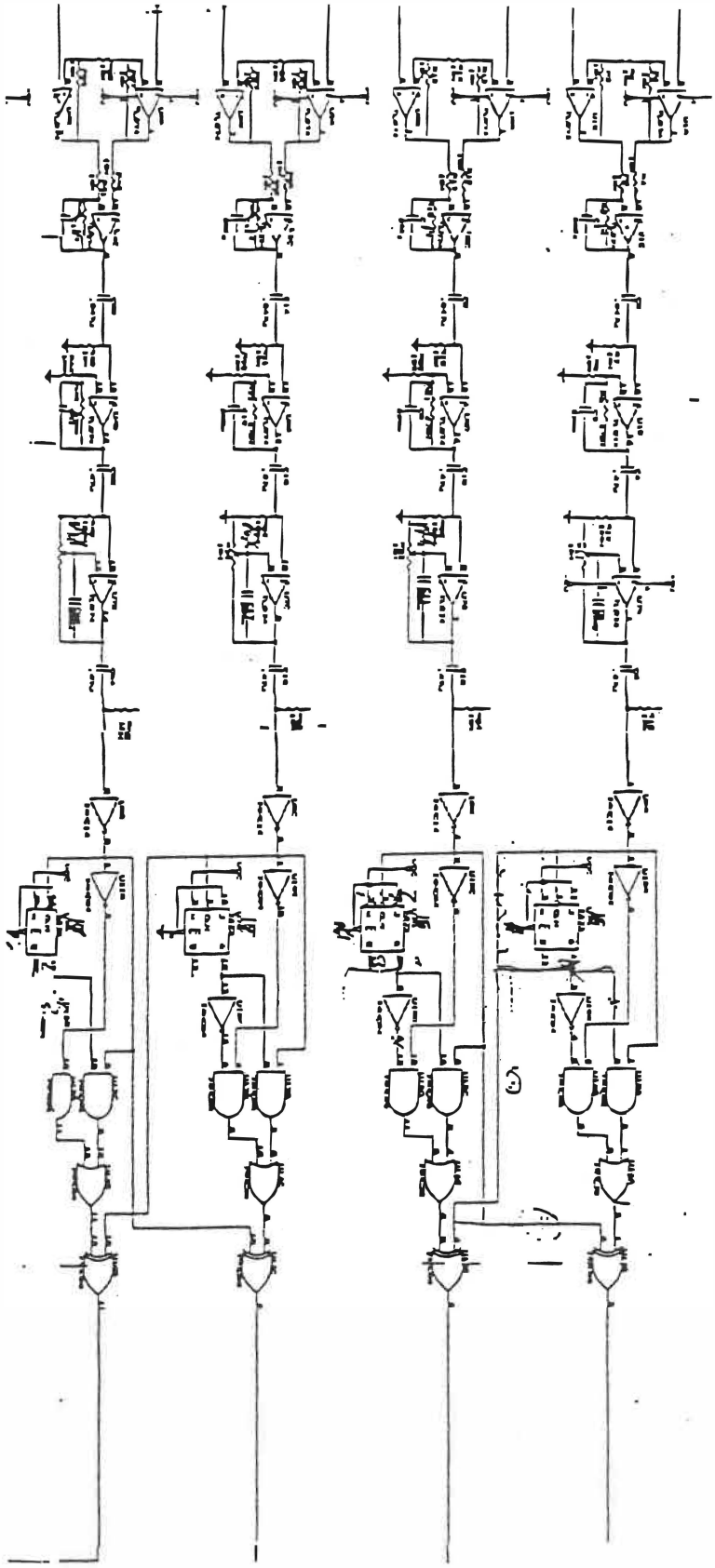
```
on mouseUp
  global no
  repeat with i = 1 to 4
    hide cd btn i
  end repeat
  hide cd btn "on y va"
  hide cd btn "pré-ex"
  hide cd btn "la suite"
  put empty into cd fld output
  put 0 into no
  show cd fld "Un moment"
  set cursor to watch
  put 20 into cd fld "nb essais"
  -- ici, on mélange
  repeat 2
    put cd fld "suite modèle" into cd fld suite
    repeat with i = 10 down to 1
      put the random of i into ligne
      put item 1 of line ligne of cd fld suite into dist
      put item 2 of line ligne of cd fld suite into noBtn
      put ((the random of 20) - 1) * 18 into ang
      put ang / 57 into angle
      put round(dist * sin(angle)) into y
      put round(sqrt((dist*dist) - (y * y))) into x
      if (ang>90 and ang <270) then put -x into x
      put line ligne of cd fld suite after cd fld aléa
      put ","&ang&","&(x+256)&","&(y+171) & return after cd fld aléa
      delete line ligne of cd fld suite
    end repeat
  end repeat
  hide cd fld "Un moment"
  show cd btn "prêt" at 256,171
end mouseUp
```

12/11/90 21:17 Script of card button id 53 = "La suite"

```
on mouseUp
  open file "Red Baron:HyperCard:françois"
  write cd fld output to file "Red Baron:HyperCard:françois"
  close file "Red Baron:HyperCard:françois"
end mouseUp
```

ANNEXE 3

SCHEMA DU CIRCUIT DE LA VERSION PRELIMINAIRE DE BIOLINK



ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00290890 1