

N° d'ordre : 1033

50376  
1983  
215

50376  
1983  
215

# THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

**DOCTEUR DE 3<sup>ème</sup> CYCLE**

mention Sciences Physiques, spécialité Automatique

par

Eric NIEL

## **ANALYSE ET MODELISATION DU MOUVEMENT CEPHALIQUE CHEZ L'HOMME PAR QUANTIFICATION DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE**



Soutenue le 4 mars 1983 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury :	MM.	P. VIDAL	Président et Rapporteur
		G. MILBLED	Examineur
		N. MALVACHE	Examineur
		E. PERTUZON	Examineur
		C. LONGEVIALLE	Invité

## A V A N T - P R O P O S

-----

L'étude présentée dans ce mémoire a été menée au Laboratoire d'Automatique du Professeur VIDAL, à l'Université de LILLE I, en liaison avec le Laboratoire de Neurophysiologie du Professeur MILBLED, à l'Université de LILLE II, et appartient au domaine des recherches comportementales de l'opérateur humain dans un environnement contrôlé.

Le travail s'est orienté plus particulièrement sur l'étude des mouvements céphaliques chez l'homme, notamment la rotation dans le plan horizontal.

La synthèse des travaux antérieurs a porté la recherche vers une analyse biomécanique du système rachidien par l'examen des performances du mouvement céphalique induit par son processus d'excitation.

Les manipulations électro-chimiques qui se développent au sein du muscle, se traduisent par des potentiels d'activité bioélectriques communément dénomés signaux électromyographiques ; la définition ainsi que la quantification de ces évènements électriques sont présentées dans le chapitre II de ce mémoire.

La caractérisation anatomique des mouvements de rotation céphalique et la présentation des muscles rotateurs de la tête constituent la première partie du chapitre III ; la seconde partie définit le protocole ainsi que le dispositif expérimental.

Le chapitre IV précise le traitement des signaux d'entrée et de sortie du système, tandis que le chapitre V présente la synthèse des divers résultats issus des expérimentations. La proposition d'un modèle fonctionnel du système tête-cou tenant compte des performances statiques et dynamiques de la tête, fait l'objet du chapitre VI.

## TABLE DES MATIERES

-----

<u>CHAPITRE I - SYNTHÈSE DES TRAVAUX ANTERIEURS ET OBJECTIF DE L'ETUDE</u>	p. 1
I.1. Synthèse des travaux antérieurs	p. 3
I.1.1. Modélisation de l'ensemble articulaire rachis cervical-tête	p. 4
I.1.2. Emploi de la tête comme effecteur	p. 6
I.1.3. Modélisation biomécanique	p. 11
I.2. Objectif de l'étude	p. 15
<u>CHAPITRE II - PRESENTATION ET ANALYSE DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE.</u>	p. 18
II.1. Le processus contractile	p. 20
II.1.1. Le développement du potentiel de la fibre nerveuse	p. 22
II.1.2. La transmission de l'influx nerveux à la fibre musculaire	p. 25
II.1.3. L'activation du processus de contraction	p. 30
II.2. L'électromyographie	p. 33
II.2.1. Définition de l'électromyographie	p. 33
II.2.2. Les électrodes de surface	p. 35
II.2.3. Caractéristiques du signal E.M.G.	p. 38
II.2.4. Diverses formulations mathématiques du signal E.M.G.	p. 41
II.2.5. Evaluation des enregistrements	p. 46
II.2.5.1. Intégration des potentiels d'E.M.G.	p. 46
II.2.5.2. L'analyse spectrale du signal E.M.G.	p. 48
II.2.6. Les applications de l'électromyographie	p. 56
<u>CHAPITRE III - LE MOUVEMENT DE ROTATION CEPHALIQUE CHEZ L'HOMME</u> <u>METHODOLOGIE DE TRAVAIL.</u>	p. 57
III.1. Le mouvement de rotation céphalique chez l'homme	p. 61
III.1.1. La tête et le rachis cervical	p. 61
III.1.2. Les muscles rotateurs de la tête	p. 64
III.1.3. Constitution et action du muscle sterno-cleido-mastoïdien	p. 65
III.1.4. La position d'équilibre de la tête	p. 67

III.2. Méthodologie de travail	p. 68
III.2.1. Définition des entrées et des sorties du système répondant aux mouvements volontaires libres	p. 68
III.2.1.1. Les entrées	p. 68
III.2.1.2. Les sorties	p. 70
III.2.1.3. Le processus de la rotation céphalique en système bouclé	p. 73
III.2.1.4. Le retour d'information	p. 74
III.2.2. Dispositif expérimental	p. 75
III.2.2.1. Cabine expérimentale	p. 75
III.2.2.2. Les stimulus visuels	p. 79
III.2.2.3. Mesure des mouvements parasites	p. 79
III.2.2.4. Chaîne de mesure	p. 80
III.2.2.4.1. Capteur angulaire sonométrique	p. 80
III.2.2.4.2. Enregistrement du signal E.M.G.	p. 88
III.2.3. Protocole expérimental	p. 89
III.2.3.1. Tâche de l'opérateur	p. 89
III.2.3.2. Conduite informatique du protocole expérimental	p. 90
III.2.4. Définition des entrées et des sorties du système correspondant aux mouvements forcés	p. 92
III.2.4.1. Les entrées	p. 92
III.2.4.2. Les sorties	p. 93
III.2.4.3. Représentation du processus en boucle fermée	p. 93
III.2.4.4. Mesure de la force de résistance	p. 94
III.2.5. Le protocole expérimental	p. 94
III.2.5.1. Tâche de l'opérateur	p. 95
III.2.6. Population des sujets expérimentés	p. 96
<u>CHAPITRE IV - TRAITEMENT INFORMATIQUE DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE.</u>	p. 97
IV.1. Acquisition des signaux	p.100
IV.1.1. Signaux caractéristiques de la rotation céphalique en mouvement libre	p.100
IV.1.2. Acquisition des signaux lors du mouvement céphalique en contre-résistance	p.103

IV.2. Quantification énergétique	p.105
IV.2.1. Procédé de mesure de l'E.M.G. intégré	p.105
IV.2.2. Analyse spectrale de l'E.M.G.	p.109
IV.2.2.1. Lissage du spectre de densité de puissance	p.110
IV.2.2.2. Algorithme de calcul du spectre de densité de puissance	p.112
IV.2.2.3. Allure générale du spectre de densité de puissance	p.115
IV.2.2.4. Définition des paramètres caractérisant le spectre	p.117
IV.3. La réponse céphalique	p.117
IV.3.1. Temps de latence	p.117
IV.3.2. Décomposition de la réponse céphalique	p.119
<u>CHAPITRE V - EVOLUTION DES PARAMETRES D'ENERGIE EN REPONSE</u>	
<u>A DES STIMULUS DE CONTRAINTE.</u>	p.122
V.1. Caractéristiques énergétiques des mouvements céphaliques libres	p.125
V.1.1. Présentation des relevés	p.125
V.1.2. Evolution des caractéristiques énergétiques	p.128
V.1.2.1. Pour une vitesse d'exécution donnée du mouvement	p.128
V.1.2.1.1. E.M.G. intégré	p.129
V.1.2.1.2. Analyse spectrale	p.131
V.1.2.2. En fonction de la vitesse d'exécution du mouvement	p.136
V.1.2.2.1. E.M.G. intégré paramétré en $V_e$	p.137
V.1.2.2.2. La densité spectrale de puissance paramétré en $V_e$	p.139
V.1.2.3. Discussions partielles	p.142
V.2. Caractéristiques des mouvements céphaliques en contre-résistance	p.143
V.2.1. Présentation des relevés	p.143
V.2.2. Evolution des caractéristiques énergétiques	p.144
V.2.2.1. E.M.G. intégré	p.146
V.2.2.2. Analyse spectrale	p.151
V.2.2.3. Discussions partielles	p.151
V.3. Conclusions	

<u>CHAPITRE VI - ELABORATION D'UN MODELE FONCTIONNEL</u>	
<u>DES MOUVEMENTS DE ROTATION CEPHALIQUE.</u>	p.154
VI.1. Principe de l'élaboration du modèle fonctionnel des mouvements de rotation céphalique	p.156
VI.1.1. Choix des paramètres d'entrée et de sortie	p.157
VI.1.2. Principe de la détermination du modèle	p.158
VI.1.3. Méthode d'ajustement	p.160
VI.2. Modélisation de la réponse céphalique en mouvement libre	p.164
VI.2.1. Détermination de la rotation $Q_s = f(\theta_e, V_e)$	p.164
. Muscle agoniste	p.164
. Muscle antagoniste	p.168
VI.2.2. Détermination de la relation $F_1 = f(\theta_e, V_e)$	p.170
. Muscle agoniste	p.170
. Muscle antagoniste	p.172
VI.3. Modélisation de la réponse céphalique en mouvement de contre-résistance	p.176
. Muscle agoniste	p.176
. Muscle antagoniste	p.176
VI.4. Synthèse	p.182
VI.5. Conclusions	p.185
<u>CONCLUSION GENERALE</u>	p.186
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	p.190
<u>ANNEXES</u>	p.201

CHAPITRE I

SYNTHESE DES TRAVAUX ANTERIEURS  
ET OBJECTIF DE L'ETUDE

C H A P I T R E I

SYNTHESE DES TRAVAUX ANTERIEURS  
ET OBJECTIF DE L'ETUDE

I.1. Synthèse des travaux antérieurs

I.1.1. Modélisation de l'ensemble articulaire rachis cervical-tête

I.1.2. Emploi de la tête comme effecteur

I.1.3. Modélisation biomécanique

I.2. Objectif de l'étude



### I.1. SYNTHESE DES TRAVAUX ANTERIEURS

Les mouvements de tête ont été l'objet de nombreux travaux émanant de chercheurs étudiant la posture, les charges de travail ainsi que diverses possibilités de commande. La particularité essentielle de l'ensemble tête-cou vient du fait qu'il peut également être considéré comme un système complet comprenant des organes de prise d'information et des organes de commande. La tête intervient en effet, au niveau de l'entrée des informations et constitue un support de capteurs très élaborés (système visuel, auditif, labyrinthique, etc.) qui adaptent leurs caractéristiques pour un fonctionnement optimal.

L'étude des mouvements de tête peut alors contribuer d'une part à l'analyse des contraintes physiques liées à la physiologie articulaire de l'ensemble rachis cervical-tête, et d'autre part à l'analyse des phénomènes de détection ou de localisation de stimulus visuels ou sonores, enfin à l'élaboration d'une commande directe.

Les publications ayant trait à l'étude des mouvements céphaliques relèvent de la physiologie, de la neurologie ou encore de la cybernétique.

La diversité de ces approches confirme l'hétérogénéité des travaux concernant ce sujet, elle permet de regrouper les études de la façon suivante :

- modélisation de l'ensemble articulaire rachis cervical-tête
- emploi de la tête comme effecteur
- modélisation biomécanique

La modélisation est un aspect essentiel de la biomécanique, elle établit une connaissance physiologique explicite du système. Certaines données physiologiques jouent un rôle primordial dans la dynamique du modèle et du système réel, en contraste avec d'autres faits physiologiques qui agissent sur leur propre état ou qui n'interviennent pas dans la dynamique du modèle proposé. Un modèle de

connaissance explicite permet d'obtenir un ordre hiérarchisé de l'importance des faits physiologiques intervenant dans le système.

### I.1.1. MODELISATION DE L'ENSEMBLE ARTICULAIRE RACHIS CERVICAL-TETE

Une modélisation mécanique de l'articulation rachis cervical-tête a suscité longtemps l'intérêt des chercheurs (TIRY, 1957 ; MOAZEZZE, 1966 ; BERTHOZ, 1973 ; GOLDSMITH, 1979).

Considérant les aspects mécaniques du système tête-cou et de la division fonctionnelle au niveau du rachis cervical, KAPANDJI (1970) a élaboré un modèle mécanique qui met en évidence les différents types de fonctionnement des articulations du rachis cervical.

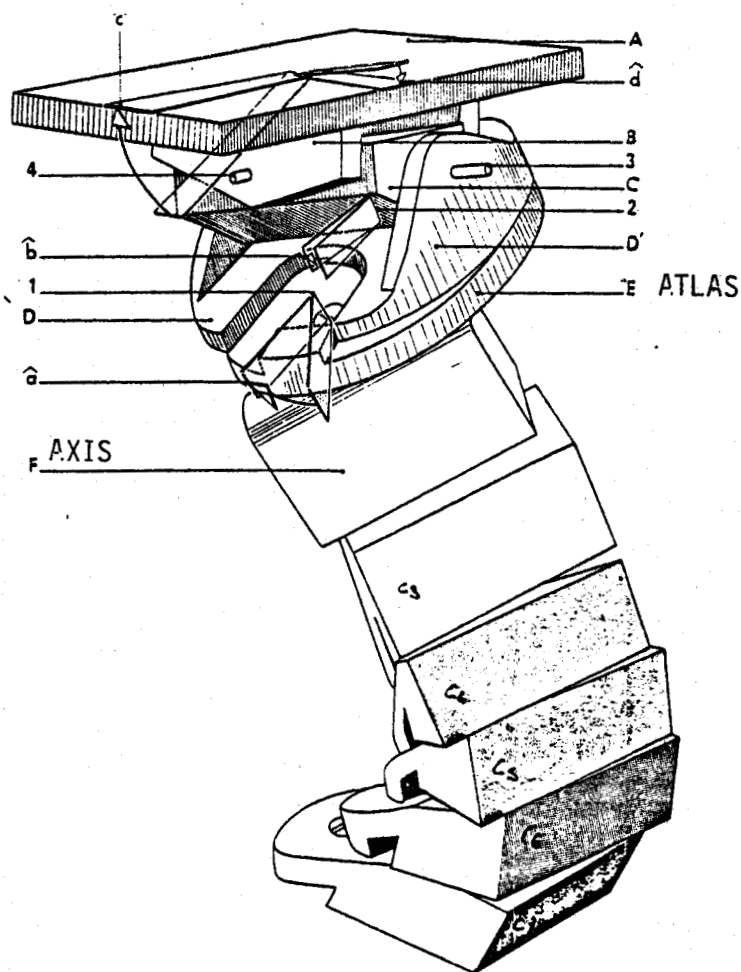


FIGURE I.1

BERTHOZ (1973) a déterminé les propriétés dynamiques du système tête-cou en réponse à des stimulus de force de faible amplitude, appliqués extérieurement dans le plan sagittal de la tête. Le modèle proposé tient compte de deux particularités ;

la géométrie de l'articulation tête-cou et  
les propriétés du système musculaire soutenant cette articulation.

La figure I.2a représente une vue simplifiée du crâne et des segments cervicaux de la colonne vertébrale.

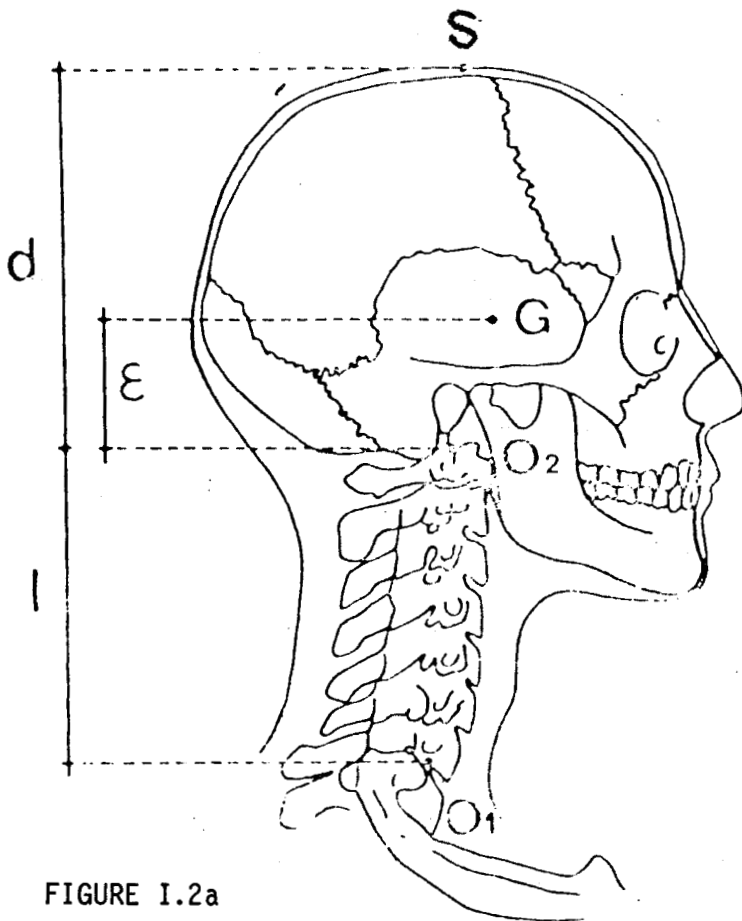


FIGURE I.2a

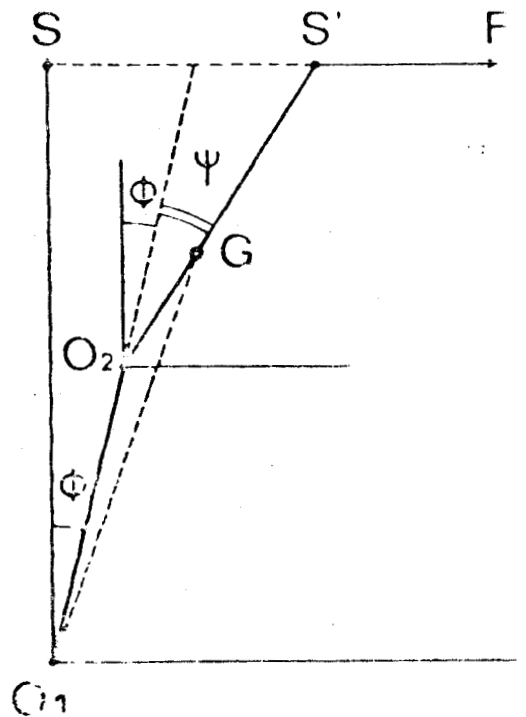


FIGURE I.2b

La figure I.2b représente le modèle du système tête-cou de masse  $M$ , de moment d'inertie  $I$  situé autour du centre de gravité  $G$ .

Cette masse M est reliée à un système de référence fixe par une tige extensible  $O_1$ ,  $O_2$ . Des ressorts à torsion  $S_1$  et  $S_2$ , de raideur et de viscosité variable sont placés en  $O_1$  et  $O_2$  et simulent les effets du système neuromusculaire. La fonction de transfert entre le déplacement  $\vec{X}$  du sommet de la tête et la force appliquée  $\vec{F}$  est

$$Z(w) = \frac{X(w)}{\vec{F}} = \frac{(1+d) \cdot \phi + \bar{\Psi} d}{\vec{F}}$$

Les constantes de raideur et de viscosité des ressorts à torsion sont déterminées d'après les équations de mouvement du système soumis à une force appliquée extérieurement.

GOLDSMITH (1979) propose une modélisation du système tête-cou par la détermination des éléments constituant une représentation anatomique de la tête et des dix premières vertèbres ainsi que par un système viscoélastique caractérisant les muscles et les ligaments. Des travaux antérieurs dans ce domaine sont le fait d'approches expérimentales analytiques et numériques. Les mesures ont été relevées sur des animaux, des cadavres puis sur des sujets volontaires, elles comportaient des variables cinétiques, des entrées forcées telles que accélération, impact, charge impulsive.

Les travaux de GOLDSMITH autorisent une évaluation individuelle des charges agissant sur chaque partie des éléments composites du système. La figure I.3 de gauche représente les dix premières vertèbres et les éléments constituant la modélisation fonctionnelle du mouvement céphalique, celle de droite rappelle les équations des mouvements axiaux.

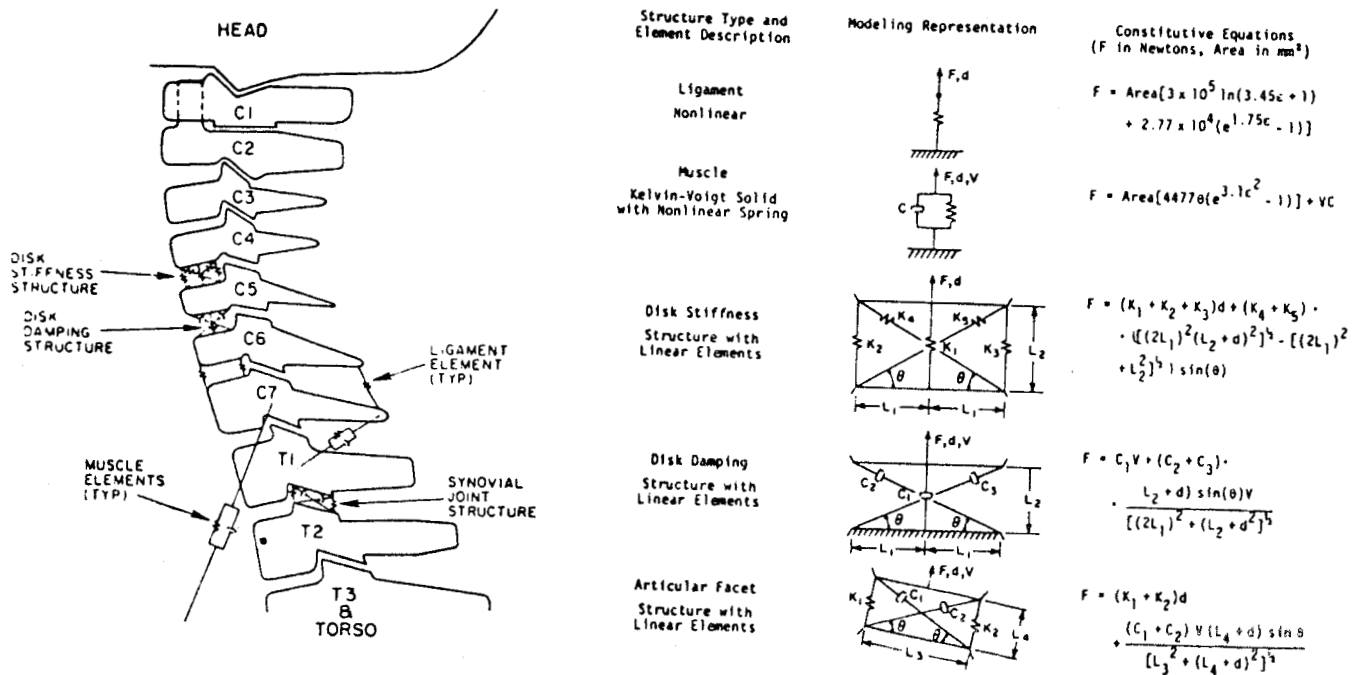


FIGURE I.3

Les paramètres déterminant le modèle sont connus à partir de la résolution du système d'intégration représentatif des mouvements, par la méthode de RUNGE - KUTTA du 4<sup>ème</sup> ordre.

I.1.2. EMPLOI DE LA TETE COMME EFFECTEUR

Le propos des recherches entreprises dans l'étude des réponses céphaliques est de déterminer les caractéristiques de performance dynamique de l'opérateur humain utilisant un système de couplage visuel. Ce système de contrôle est activé par les mouvements de tête ou des yeux et comprend un retour d'information visuel dépendant du champ périphérique d'action de l'opérateur.

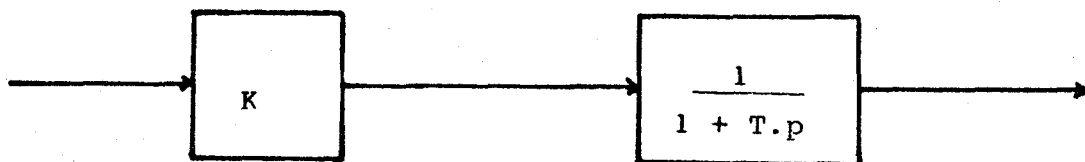
L'intérêt d'un contrôle de processus effectué par les mouvements céphaliques repose sur les considérations suivantes.

- L'incorporation du système de contrôle par la tête offre des possibilités supplémentaires de commande incluant des tâches secondaires simultanées sans gêner exagérément l'opérateur humain.
- Les mouvements de tête précis, rapides sont l'activité physiologique naturelle chez l'homme qui dépendent entièrement de ses perceptions et de sa réaction à l'environnement.

De nombreuses applications de l'effecteur céphalique appartiennent aux systèmes de contrôle de trajectoire et de reconnaissance aérienne.

Les études menées (WAKAKUWA, 1970 ; SHIRACHI, 1978) ont permis de dégager les informations nécessaires pour évaluer le système de contrôle moteur par les mouvements de tête. Les résultats tendent à prouver que les mouvements céphaliques s'effectuent suivant un axe privilégié ; les mouvements horizontaux présentent un degré de linéarité supérieur aux mouvements verticaux.

Le mouvement céphalique peut se modéliser par la composition en série d'un élément de gain quasi-constant et d'un élément proportionnel à un retard pur, comme indiqué sur la figure I.4.



MODELISATION DU MOUVEMENT CEPHALIQUE

FIGURE I.4

Fonction de transfert représentative du mouvement de tête dans un axe déterminé de rotation.

K : gain pratiquement constant dans la bande passante des mouvements céphaliques (2Hz)

$\frac{1}{T}$  : phase du système, linéairement dépendant de la fréquence des stimulus de poursuite visuelle présentés au sujet.

WAKAKUWA (1970) a montré que la fréquence fondamentale des mouvements de tête se situait nettement en dessous de celle de la trajectoire, et que la fréquence de la réponse céphalique diminue lorsque l'amplitude des stimulus d'entrée croit, ceci étant dû à l'inertie rotationnelle de la tête.

Les diverses études suggérant l'emploi de l'effecteur céphalique aboutissent à l'élaboration d'un détecteur de position de la tête répondant aux contraintes de flexibilité, de réalisabilité, maintien, linéarité et comptabilité à la morphologie de l'homme (CHOUET, 1974).

Ce qui implique que :

- le capteur ne doit pas interférer avec la fonction visuelle et les mouvements normaux de la tête.
- le système de contention doit être simple et léger
- un découplage est possible avec le système de contrôle.

Les performances dynamiques réalisées suivant un degré de liberté par l'effecteur manuel sont meilleures que celles réalisées par un contrôle céphalique, par contre l'effecteur céphalique présente une efficacité supérieure lorsque la tâche de contrôle s'effectue suivant trois degrés de liberté.

La figure I.5 montre l'insertion de l'effecteur céphalique dans une chaîne de commande d'engin.

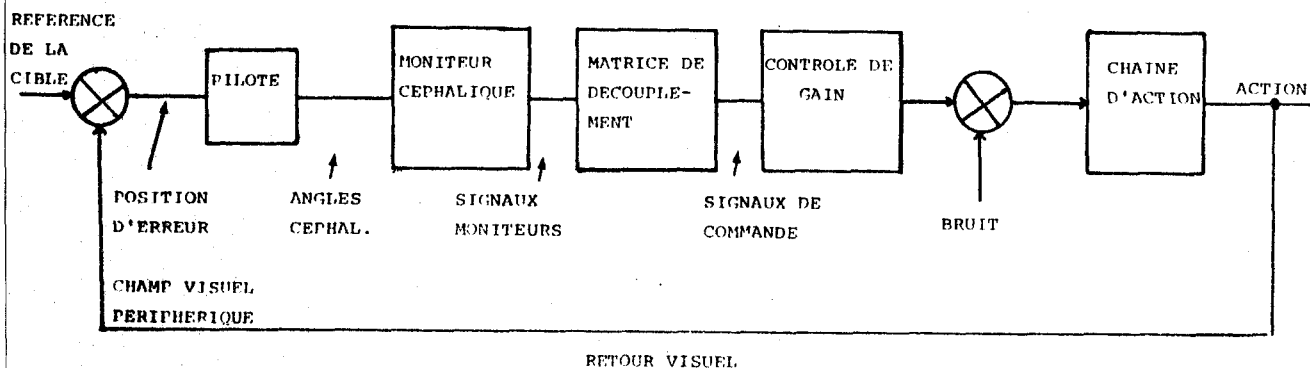


FIGURE I.5

Dans le domaine de l'aérospatial et de l'aéronautique les recherches entreprises par BARNES (1974) ont montré l'influence des vibrations sur les réponses céphaliques, le phénomène vibratoire étant considéré comme perturbation d'environnement. Les travaux effectués sur les conséquences induites par les vibrations appliquées au corps d'un opérateur humain sont nombreux et sont entrepris selon des démarches très variées, suivant qu'elles sont de tendance ergonomique, à orientations spécifiques (simulateur de vol) ou plus fondamentales à des fins de modélisation.

Plusieurs travaux (ADVANI, 1975 ; SHUGAR, 1975 ; LEE, 1976 ; KHABIL, 1977) ont présenté une modélisation de la boîte crânienne afin d'analyser les réponses aux vibrations de choc. La tête est modélisée par une cavité ellipsoïde allongée viscoélastique dont l'intérieur est constitué par la présence d'un liquide non visqueux compressible. L'intérêt particulier de ces études est d'examiner les effets produits au niveau du crâne et les variations des liquides intra-crâniens lors d'un traumatisme. Les équations mathématiques décrivant



le système répondent aux lois de la cinétique et de la théorie des fluides.

D'autres (FRISCH ; HUSTEN ; SCHNEIDER ; 1978) ont étudié les déplacements angulaires de la tête et du cou en réponse à des accélérations négatives forcées.

La figure I.6 représente une modélisation biodynamique du système tête-cou issue des travaux de SCHNEIDER.

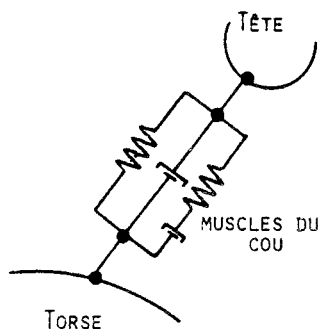


FIGURE I.6 ÉLÉMENTS VISCOELASTIQUES  
REPRÉSENTANT L'EXTENSIBILITÉ  
DU COU.

### I.1.3. MODELISATION BIOMECANIQUE

Les informations concernant les actions des muscles squelettiques dépendent des descriptions anatomiques, des déductions mécaniques ou des expériences électrophysiologiques. Dans une modélisation biomécanique, l'analyse des mouvements est définie par les données neurophysiologiques du système. Les techniques électromyographiques participent à l'élaboration du modèle et sont du domaine de la théorie du contrôle "bioengineering". Dans une perspective déterministe, qui est de règle en analyse neurophysiologique ou comportementale, on admet que tout acte moteur est déclenché par un stimulus, soit externe soit d'origine interne. L'analyse des déterminants de la motricité conduit à identifier des incitations déclenchantes.

L'analyse comportementale et a fortiori physiologique se situe pratiquement toujours dans une perspective réflexologique où tout est ramené au couple stimulus-réponse.

Le diagramme présenté sur la figure I.7 illustre ces remarques.

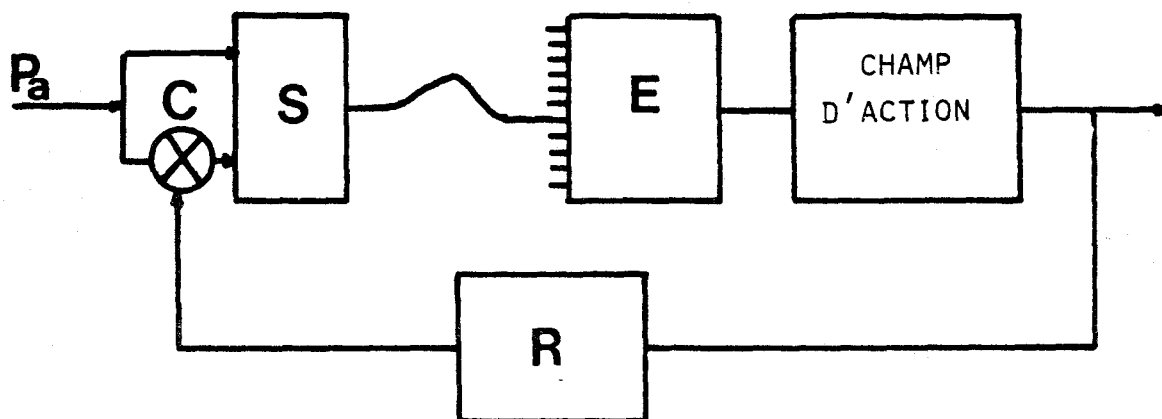


FIGURE I.7

Le programme d'action ( $P_A$ ) met en jeu les effecteurs E par le sélecteur S, selon une configuration déterminée. L'information de retour concernant le mouvement est fournie par le récepteur R. L'exécution du programme s'effectue soit en boucle fermée ("feedback") avec comparaison à chaque instant entre programme et résultat (c), soit directement en boucle ouverte ("feed-forward"). Tout mouvement élaboré, devra nécessairement être contrôlé au cours de son exécution grâce à des incitations en retour, en sorte que les connections indispensables soient constamment effectuées au cours de ce mouvement.

Cette rétroaction (feedback) sera le plus souvent fondée sur des informations soit proprioceptives c'est à dire provenant de l'appareil locomoteur, soit visuelles.

TOURNAY (1952), DEFREITAS (1980) se sont intéressés à ces techniques pour déterminer quantitativement les actions musculaires au niveau du cou, lors des mouvements de flexion, extension, inclinaison et rotation de la tête.

Dans le domaine aérospatial, des travaux ont été menés afin de déterminer la possibilité d'utiliser les signaux bioélectriques générés dans les muscles du cou pour fournir des signaux de commande (VAN RENNER, 1970).

Les expériences ont montré que les signaux bioélectriques détectés lors de mouvements céphaliques de rotation dans le plan horizontal constituaient un système de contrôle, dont les performances s'approchaient de celles définies par un contrôle conventionnel manuel.

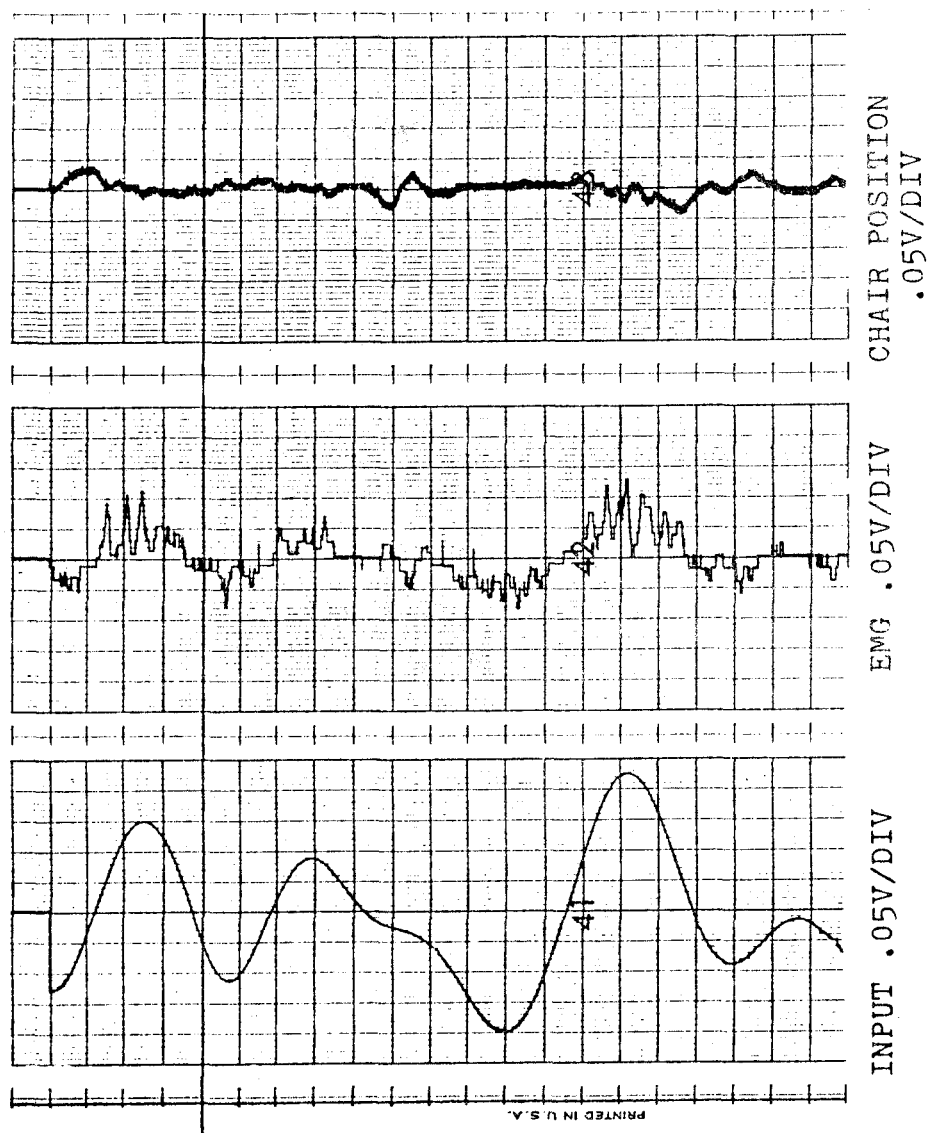


FIGURE I.8

La figure I.8 représente la qualité des performances de contrôle par l'utilisation du signal électromyographique (tracé C) afin de fixer une position particulière de l'axe d'une chaise rotative (tracé B) dont les perturbations d'entrée sont représentées sur le tracé D.

Le modèle biomécanique du système tête-cou présenté par ZANGE-MEISTER (1981 b) met en évidence pour des mouvements de rotation céphaliques dans le plan horizontal, les corrélations existantes entre les activités électromyographiques des muscles du cou (splénius) considérés comme signal de contrôle et les trajectoires des mouvements de la tête.

La structure du modèle est représentée sur la figure I.9.

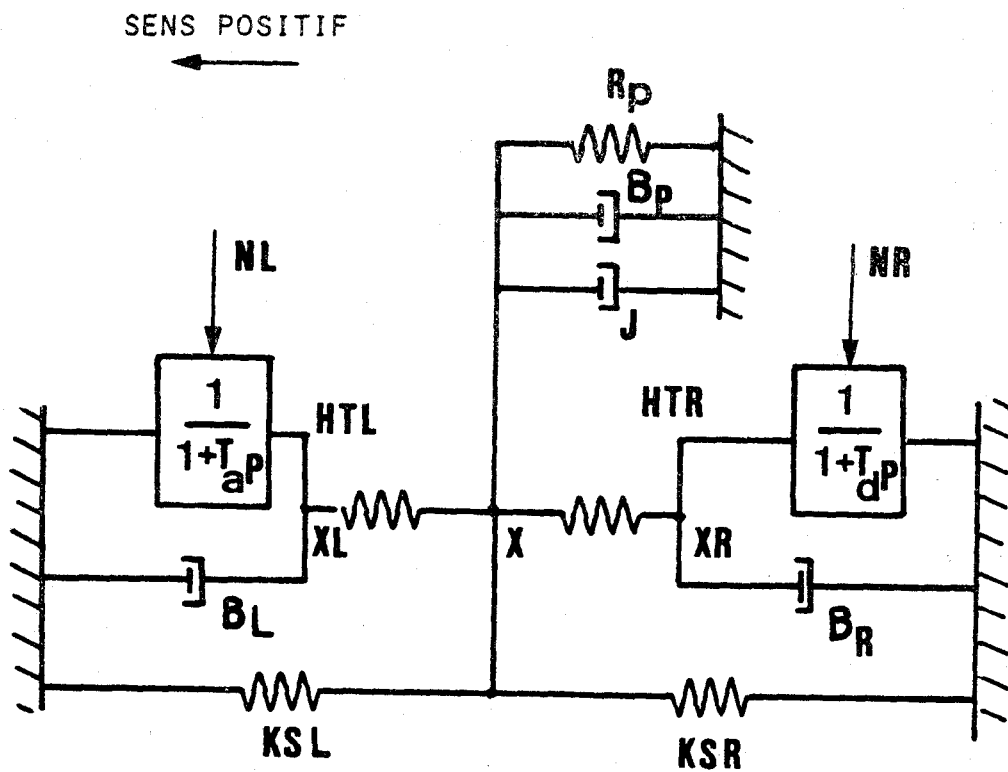


FIGURE I.9

Eléments composant le modèle biomécanique représentatif des mouvements de rotation droite-gauche de la tête.

$R_p$ ,  $B_p$  et  $J$  sont respectivement l'élasticité, la vitesse, la viscosité et l'inertie de la tête.

$K_{sl}$ ,  $K_{sr}$ ,  $B_l$  et  $B_r$  sont des éléments en série gauche (l) et droite (r) représentant élasticité et viscosité du muscle du cou.

$T_a$  et  $T_d$  sont des constantes de temps d'activation et de désactivation.

HTL et HTR sont des tensions hypothétiques gauche et droite.

NL et NR sont les signaux de contrôle nerveux gauche et droite.

X, V, A sont respectivement la position, vitesse et accélération des mouvements de tête.

Cette modélisation biomécanique suppose que la rotation de la tête s'effectue dans le plan horizontal et montre que la tête et le cou sont bilatéralement symétriques, de telle façon que l'action dite agoniste et antagoniste dépend de la direction du mouvement particulier accompli. Néanmoins cette étude ne permet pas de qualifier le signal de contrôle, assimilé aux potentiels électromyographiques, lors du mouvement de rotation, elle présente seulement une quantification énergétique de la stimulation.

## I.2. OBJECTIF DE L'ETUDE

L'étude bibliographique précédente révèle que les divers travaux entrepris sur l'analyse du système tête-cou sont appréhendés de deux façons différentes :

- soit en considérant l'aspect mécanique articulaire du système
- soit en examinant le système tête-cou directement tel un effecteur de contrôle.

Contrairement à ce qui est généralement utilisé pour l'étude des mouvements au niveau des membres supérieurs et inférieurs, peu de travaux abordent l'analyse du système tête-cou par l'examen des performances du mouvement céphalique induit par son processus d'excitation. La contraction musculaire due à un phénomène électro-chimique entraîne au niveau des articulations un mouvement particulier, l'analyse consistant à déterminer les relations existant entre le mouvement et le phénomène électro-chimique excitateur relève de la biomécanique.

L'objectif de l'étude présentée dans ce mémoire est de mettre en évidence la biomécanique des mouvements de tête, et en particulier du mouvement de rotation dans le plan horizontal.

Les manipulations électro-chimiques qui se développent au sein du muscle, se traduisent par des potentiels d'activité bioélectriques communément dénomés signaux électromyographiques ; la définition ainsi que la quantification de ces événements électriques sont présentées dans le chapitre II de ce mémoire.

La caractérisation anatomique des mouvements de rotation céphalique et la présentation des muscles rotateurs de la tête constituent la première partie du chapitre III ; la seconde partie définit le protocole ainsi que le dispositif expérimental.

Notre contribution à l'analyse du système tête-cou chez l'homme consiste en l'établissement des relations systématiques existant entre les caractéristiques énergétiques des signaux électromyographiques "stimulateurs" et la qualité des mouvements céphaliques de rotation droite-gauche.

Ainsi le but de notre étude est de caractériser le transfert propre de l'opérateur humain, représenté sur la figure I.10.

FONCTION DE TRANSFERT DU SYSTEME TETE-COU

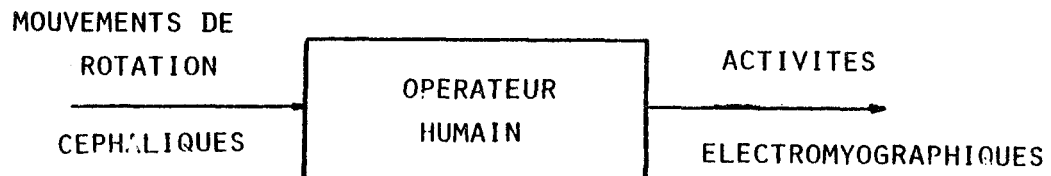


FIGURE I.10

Le chapitre IV précise le traitement des signaux d'entrée et de sortie du système, tandis que le chapitre V présente la synthèse des divers résultats issus des expérimentations. La proposition d'un modèle fonctionnel du système tête-cou tenant compte des performances statiques et dynamiques de la tête, fait l'objet du chapitre VI.

CHAPITRE II

PRESENTATION ET ANALYSE  
DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE

---



## C H A P I T R E   I I

### PRESENTATION ET ANALYSE DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE

#### II.1. Le processus contractile

- II.1.1. Le développement du potentiel de la fibre nerveuse
- II.1.2. La transmission de l'influx nerveux à la fibre musculaire
- II.1.3. L'activation du processus de contraction

#### II.2. L'électromyographie

- II.2.1. Définition de l'électromyographie
- II.2.2. Les électrodes de surface
- II.2.3. Caractéristiques du signal E.M.G.
- II.2.4. Diverses formulations mathématiques du signal E.M.G.
- II.2.5. Evaluation des enregistrements
  - II.2.5.1. Intégration des potentiels d'E.M.G.
  - II.2.5.2. L'analyse spectrale du signal E.M.G.
- II.2.6. Les applications de l'électromyographie

## II.1. LE PROCESSUS CONTRACTILE

La contraction musculaire est un processus complexe ; une connaissance élémentaire des modifications électriques et chimiques qui accompagnent la contraction musculaire est essentielle pour comprendre la signification physiologique de la force, de la vitesse et d'autres facteurs de la contraction musculaire chez l'homme.

Trois stades sont importants dans le processus de la contraction :

- le développement du potentiel de membrane,
- la transmission de l'influx nerveux à la fibre musculaire,
- l'activation du processus de contraction.

Une section transversale de la moëlle épinière met en évidence une zone centrale en forme de H, de couleur grise, entourée par une zone périphérique, de couleur blanche. La substance grise a deux cornes antérieures et deux cornes postérieures. Schématiquement la matière grise contient les cellules nerveuses tandis que la matière blanche l'entourant est constituée de fibres nerveuses dont certaines quittent la moëlle épinière pour innerver le muscle (nerfs moteurs) ; tandis que d'autres s'y dirigent (nerfs sensitifs).

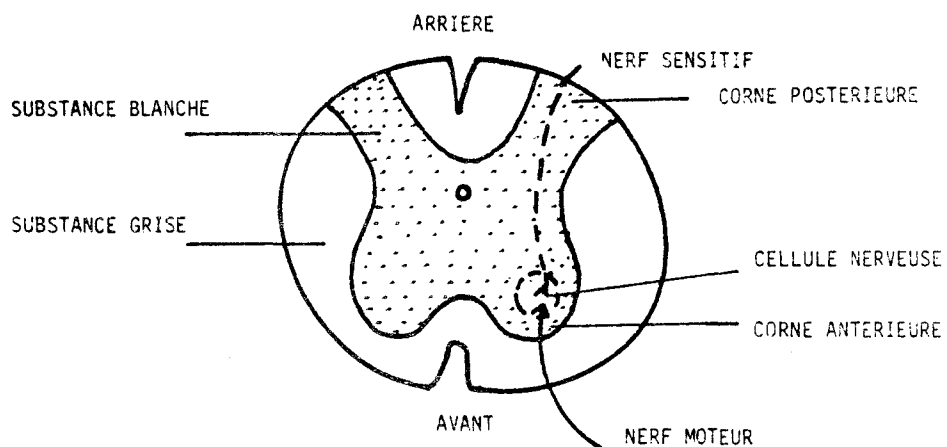


FIGURE II.1

Chaque cellule nerveuse a pour fonction de recevoir des messages et de les transmettre après décision (fonction d'intégration du neurone) aux autres cellules, ce message peut être transmis à une cellule nerveuse, à des cellules musculaires ou à d'autres types de cellules. Certaines cellules sont spécialisées dans l'arrêt de la propagation du message et empêchent les autres cellules de réagir aux stimulations (il s'agit de cellules inhibitrices). Les cellules qui contrôlent directement les muscles squelettiques sont appelées motoneurones, elles se situent dans la corne antérieure de la moëlle épinière. Un grand nombre d'éléments ramifiés (dendrites) naissent de la cellule pour former des branches terminales. Une branche allongée, l'axone ou fibre nerveuse motrice quitte la moëlle épinière et se dirige vers le muscle. Les dendrites qui parviennent sur la cellule ont le rôle de contact d'entrée. Les motoneurones sont continuellement sous l'action d'influx qui soumettent leur membrane à l'action simultanée de substances inhibitrices et excitatrices, appelées neurotransmetteurs.

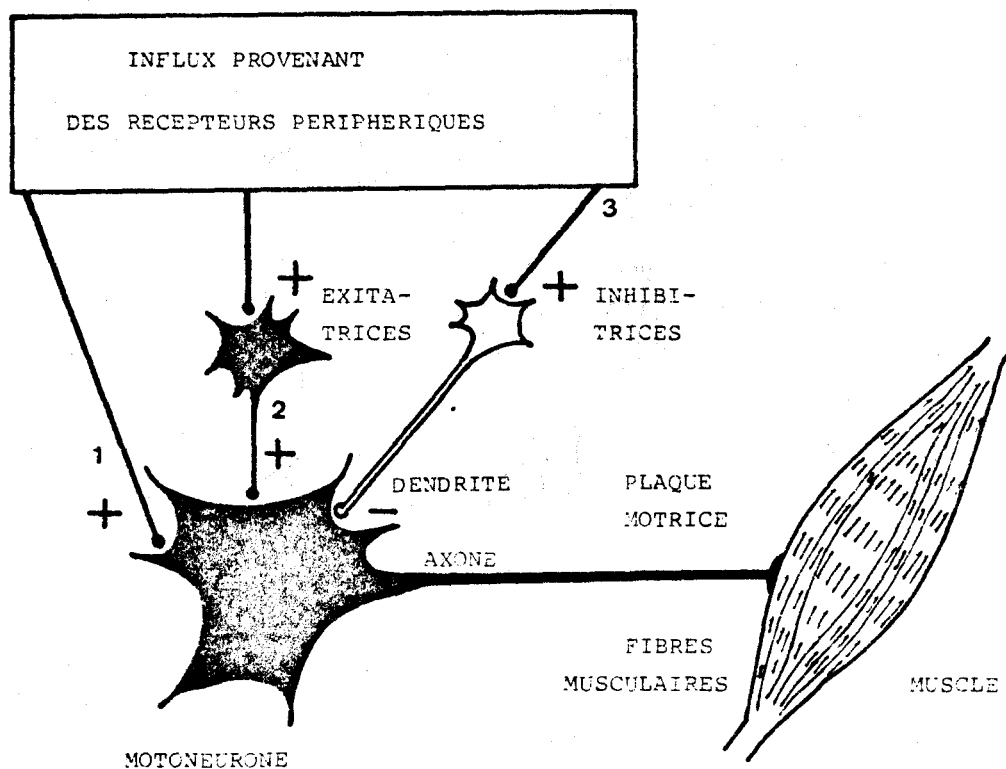


FIGURE II.2

Le motoneurone (cellule nerveuse) et son axone avec ses branches terminales ainsi que toutes les fibres musculaires innervées constituent une unité motrice.

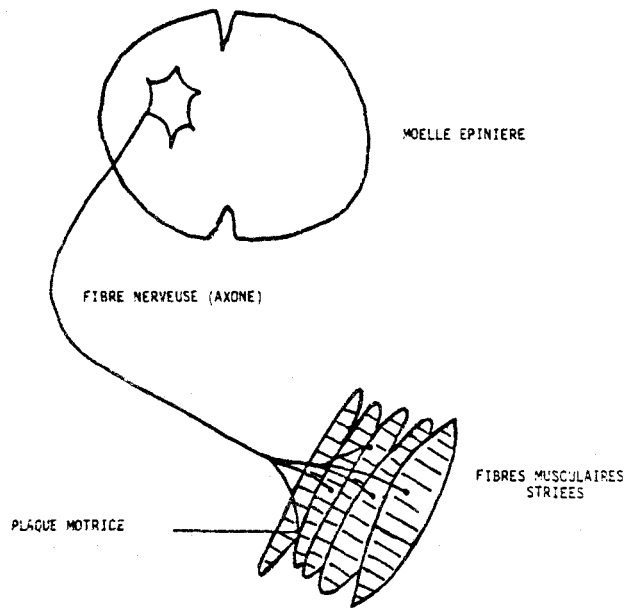


FIGURE II.3

Chaque neurone moteur se distribue à un certain nombre de fibres musculaires striées qui se contractent et se relâchent ensemble.

### II.1.1. LE DEVELOPPEMENT DU POTENTIEL DE LA FIBRE NERVEUSE

Les cellules nerveuses et musculaires ont la propriété particulière de présenter un potentiel de membrane, charge électrique établie à la surface de la cellule, au travers de cette membrane.

Cette polarisation rend ces cellules capables de faire naître et de propager un influx nerveux qui aboutit à la contraction musculaire.

A la surface des fibres nerveuses (axones) apparait une différence de potentiel électrique de repos due à un échange électrochimique complexe (GANONG, 1981).

Il en résulte que la polarisation intérieure de l'axone est négative alors que l'extérieur est électriquement positif. La différence de potentiel au repos est de l'ordre de - 70 mV.

La membrane des fibres nerveuses et musculaires maintient son potentiel de repos jusqu'à ce que celui-ci soit détruit par un stimulus chimique, mécanique ou électrique. Ce processus appelé la dépolarisation se propage tout au long de la fibre nerveuse ou musculaire, elle est rapidement suivie d'une repolarisation.

L'onde de dépolarisation est appelée "potentiel d'action", c'est un processus qui obéit à la loi du tout ou rien.

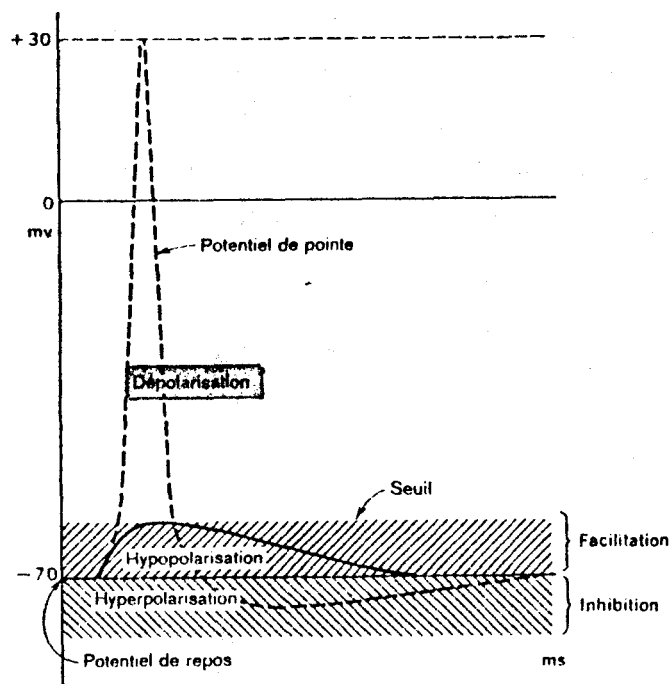


FIGURE II.4

La figure suivante montre le processus de dépolarisation et de repolarisation d'une fibre nerveuse avec passage de l'influx nerveux.

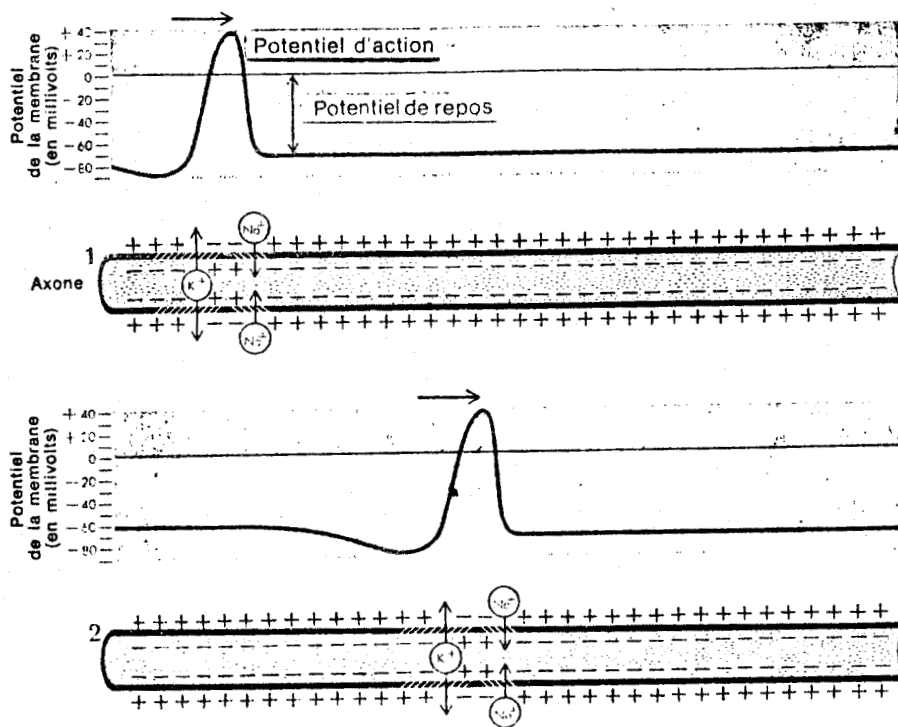


FIGURE II.5

BUS  
LILLE

### II.1.2. LA TRANSMISSION DE L'INFLUX NERVEUX A LA FIBRE MUSCULAIRE

La transmission neuro-musculaire se produit au niveau de la plaque motrice, qui est constituée par l'extrémité terminale de la fibre nerveuse (axone) et par la membrane de la fibre musculaire. La dépolarisation de la membrane de la fibre musculaire commence normalement au niveau de la plaque motrice, le potentiel d'action est transmis le long de la fibre musculaire et engendre la contraction.

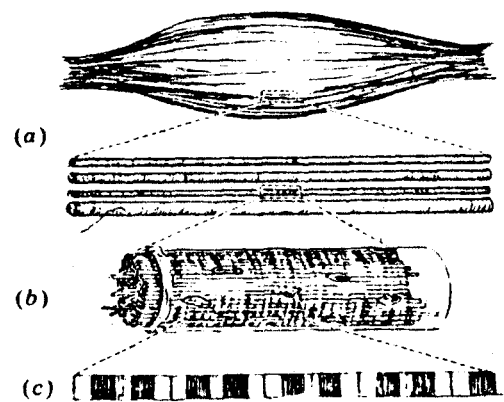
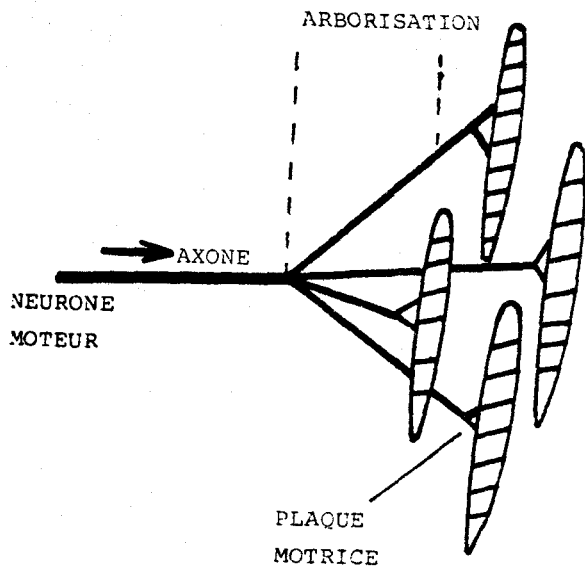


FIGURE II.7

FIGURE II.6

Sur la figure de gauche, le système représente l'unité fonctionnelle physiologique. Sur la figure de droite est représenté schématiquement le muscle (a) strié. Avec en (b) les fibres musculaires constituées de myofibrilles (c).

La constitution d'une fibre musculaire striée est nécessaire pour comprendre le processus de la contraction. Le muscle squelettique est formé de fibres musculaires individuelles. Les fibres musculaires sont disposées en parallèle entre les extrémités ten-

dineuses, si bien que les forces de contraction des unités s'ajoutent.

Les fibres musculaires sont formées de fibrilles comme il est indiqué sur la figure II.8. Les fibrilles sont divisées en filaments individuels qui sont constitués de protéines contractiles.

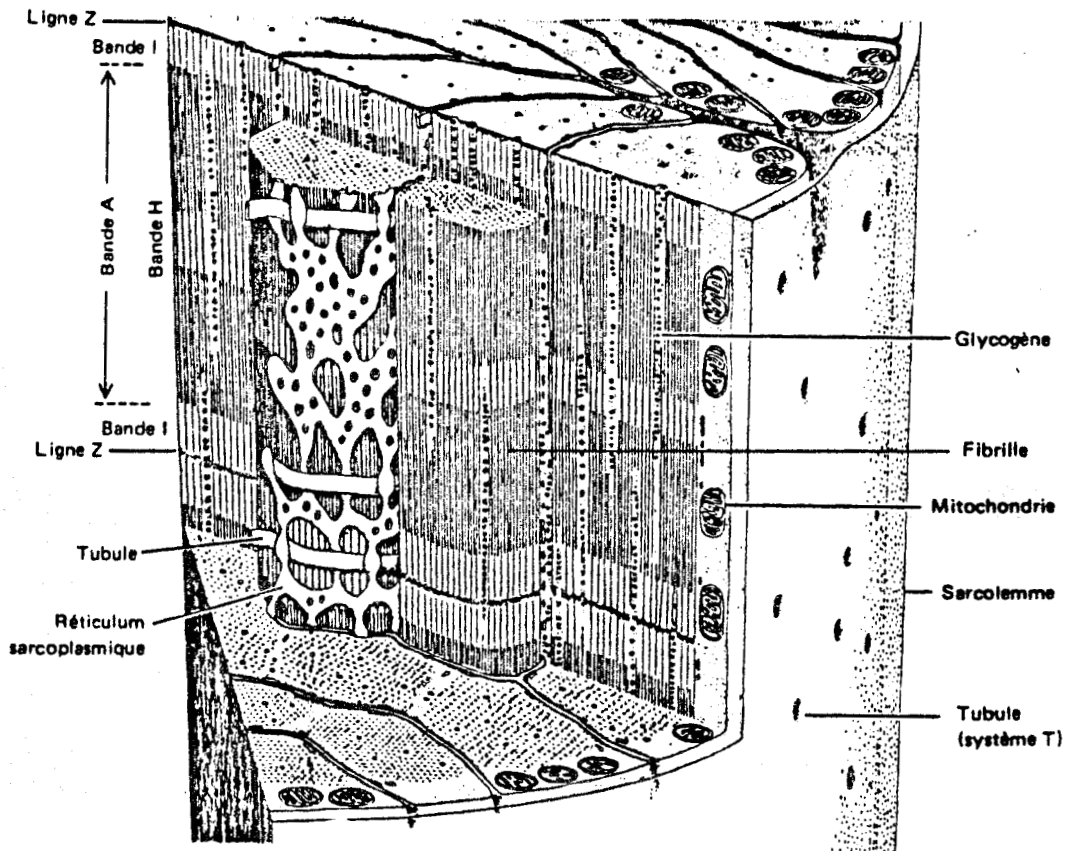


Figure II.8 Structure de la fibre musculaire squelettique.





La figure II.9 montre la disposition des filaments constituant les myofibrilles - une sarcomère est une zone de filaments délimitée par deux lignes Z (voir figure précédente).

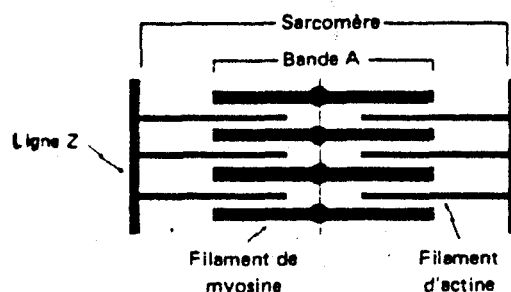


FIGURE II.9

Les filaments épais de myosine sont alignés pour former la bande A, tandis que les rangées de filaments fins d'actine forment la bande I.

Le processus par lequel se produit le raccourcissement des éléments contractiles du muscle correspond à un glissement des filaments de myosine sur les filaments d'actine. La largeur des bandes A est constante tandis que les lignes Z se rapprochent lors de la contraction musculaire et s'éloignent lors de l'étirement musculaire (voir figure). Au premier stade de la contraction, l'influx nerveux arrive sur la plaque motrice où se produit une libération de neurotransmetteurs. Ces neurotransmetteurs se propagent le long des fibres musculaires par l'intermédiaire d'un système de communication (tubules transverses voir figure II.8 et figure II.10).

L'arrivée de ce transmetteur produit un processus biochimique qui aboutit au glissement des filaments de myosine et d'actine. Ce glissement provoque le raccourcissement de la fibre musculaire et par la suite la contraction du muscle.

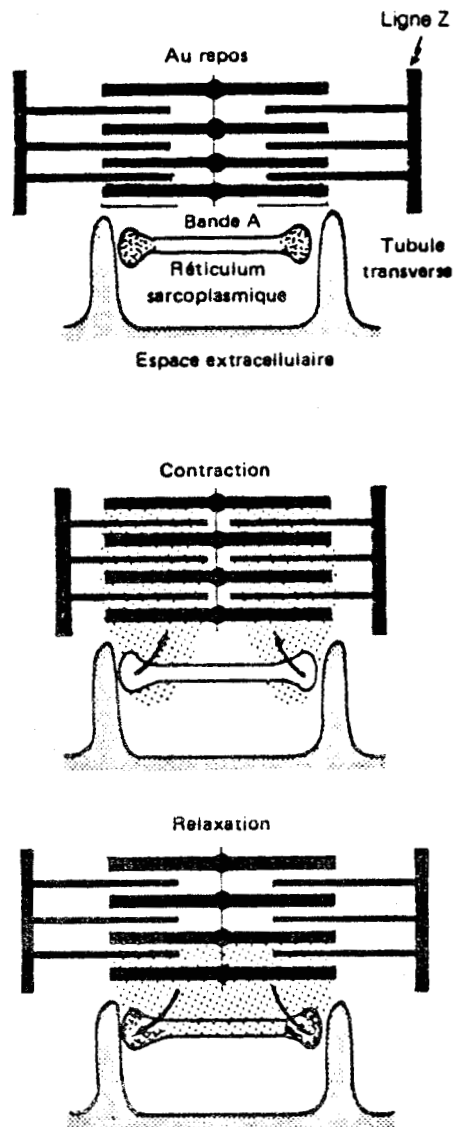


Figure II.10 Contraction musculaire.

Les flèches marquées sur la figure indiquent l'action du phénomène biochimique sur les filaments.

La relaxation n'est que passive.



Le tableau suivant récapitule la séquence des évènements de la contraction et du relâchement du muscle squelettique.

- Stades de la contraction

1. Décharge du motoneurone.
2. Libération du transmetteur au niveau de la plaque motrice.
3. Apparition du potentiel de plaque.
4. Apparition du potentiel d'action au niveau des fibres musculaires.
5. Dépolarisation interne propagée le long des tubules transverses.
6. Activation du processus biochimique sur les filaments épais et fins.
7. Formation de liaisons transversales entre l'actine et la myosine, glissement des filaments fins sur les filaments épais entraînant un raccourcissement.

### II.1.3. L'ACTIVATION DU PROCESSUS DE CONTRACTION

Les unités motrices se contractent normalement à la suite de la réception d'impulsions nerveuses à des fréquences variées, usuellement cette fréquence de pulsation est en dessous de 50 cycles par seconde. D'après BASMAJIAN (1974) cette fréquence semble être une limite physiologique à la fréquence de propagation de l'impulsion axonale.

La stimulation unique du nerf moteur (axone) détermine lorsqu'elle est suffisamment intense une contraction du muscle intéressé ; après une courte période de latence la tension développée par le muscle croît, puis commence à décroître (ECCLES, 1969).

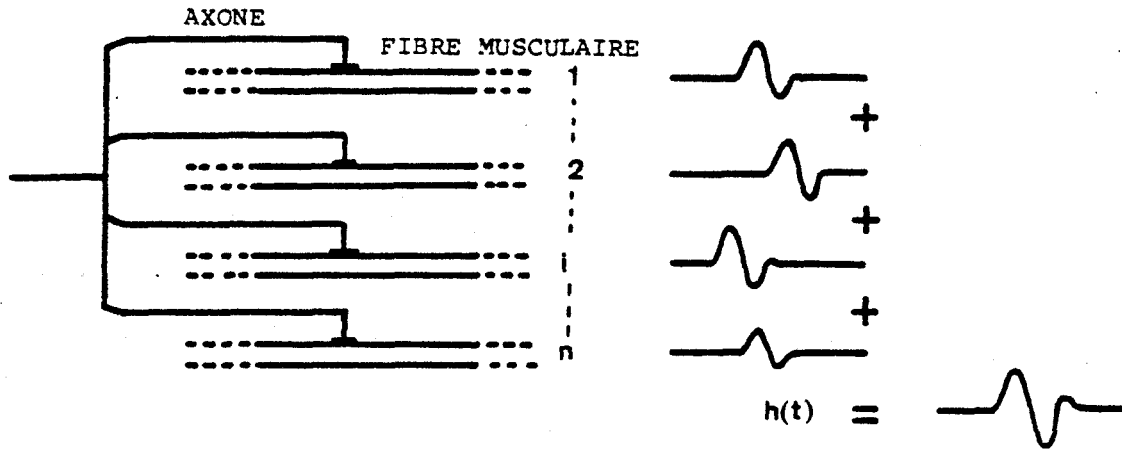
Lorsqu'on soumet le nerf moteur à une stimulation répétée, et que le second influx nerveux arrive alors que le muscle ne s'est pas relâché complètement après la stimulation précédente, le muscle détermine une nouvelle contraction (tétanisation, sommation par élasticité. MILBLED, 1962).

BIGLAND et LIPPOLD (1954) ainsi que GREEN (1969) ont établi que le recrutement d'unités-motrices était le facteur le plus important de la variation de la force pendant les contractions musculaires submaximales.

Notamment ECCLES (1969) indique que, plus la fréquence des stimulations est élevée, et plus le nombre d'unités motrices est grand, plus la tension développée par le muscle est élevée (phénomène de tétanisation).

L'importance de la force produite par le muscle dépend de la sommation des contractions des unités motrices. Le processus de contraction dépend de la fréquence des sommations simples (sommation temporelle) ainsi que du nombre d'unités motrices actives en même temps (sommation spatiale). Le recrutement des unités motrices est asynchrone ce qui traduit l'uniformité de la con-

traction du muscle. Toutes les fibres de la même unité motrice étant mises en action en même temps, c'est la somme de leurs courants d'action qui sera enregistrée par l'électromyogramme.



Le potentiel d'action d'une unité motrice.

FIGURE II.11



BENGI (1982) présente un diagramme bloc schématisant les fonctions de l'innervation tonique musculaire.

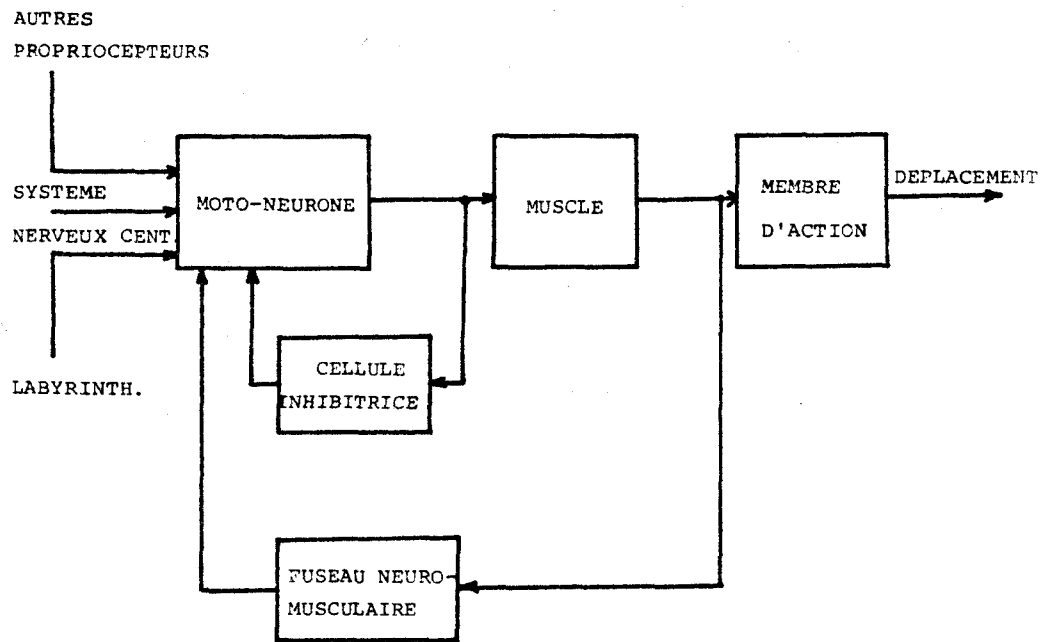


FIGURE II.12

+ Le fuseau neuro-musculaire décrit l'état d'activité du muscle, c'est un détecteur d'écart entre la consigne de longueur du muscle et la longueur qu'il atteint effectivement.



## II.2. L'ELECTROMYOGRAPHIE

Les êtres vivants, sont communément le siège de phénomènes électriques intimement liés aux activités vitales qu'ils exercent.

Ces phénomènes d'électrogénèse biologique appelés aussi bioélectriques ou électrophysiologiques constituent avec les techniques qui y sont associées l'objet d'une science : l'électrophysiologie.

Parmi de nombreuses applications médicales et chirurgicales, l'électromyographie s'insère dans le domaine des sciences électrophysiologiques et consiste à mettre en évidence les actions produites sur le muscle par le courant électrique, que celui-ci soit imposé de l'extérieur ou d'origine interne. ("l'influx nerveux").

### II.2.1. DEFINITION DE L'ELECTROMYOGRAPHIE

L'électromyographie (E.M.G.) est l'enregistrement des variations de l'état électrique qui se produisent dans le muscle au cours de la contraction. Les modifications ioniques qui accompagnent la transmission de l'influx nerveux et la contraction musculaire entraînent des changements du potentiel électrique. Ces changements de potentiel sont recueillis par des électrodes ; soit de surface pour un enregistrement global ; soit intra-musculaires pour un enregistrement élémentaire, ils sont ensuite amplifiés puis stockés. Ces deux principaux types d'électrodes (de surface et intra-musculaires) possèdent chacun ses avantages et ses limites.

- les électrodes cutanées (de surface) peuvent recueillir l'activité d'un grand nombre d'unités motrices.
- les aiguilles-électrodes (intra-musculaires) sont capables de relever le potentiel d'action d'une seule unité motrice (M.U.A.P.) ;

elles sont de différentes structures :

- l'aiguille monopolaire, enfoncée dans le muscle, le second pôle étant une électrode de surface.
- l'aiguille coaxiale monofilaire où les potentiels sont détectés par l'extérieur de l'aiguille hypodermique et par un fil de platine isolé à l'intérieur.
- l'aiguille coaxiale bifilaire contenant deux fils de platine isolés, l'aiguille elle-même n'étant qu'une armature tandis que les deux fils conducteurs enregistrent la différence de potentiel entre les deux extrémités très rapprochées. Ce type permet un recueil d'activités électriques très localisées.
- en utilisant les aiguilles-électrodes, il est indispensable de préparer psychologiquement le sujet car les craintes de piqûre sont néfastes à sa relaxation, ce qui perturbe la nature du mouvement. On emploiera de préférence des électrodes de surface pour l'étude biomécanique d'un système.

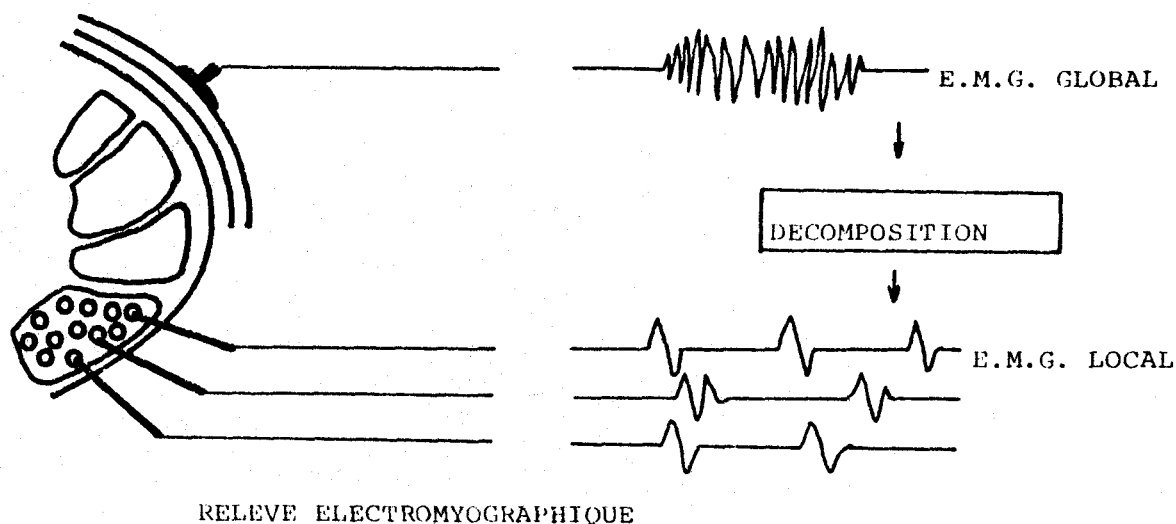
En outre, l'E.M.G. de surface offre les avantages suivants :

- l'aire de détection du signal E.M.G. est relativement grande pour donner "grosso modo" une expression de l'activité d'une large partie du muscle à étudier.
- l'utilisation d'électrodes de surface entraîne moins de perturbations physiques ou physiologiques qui risqueraient de gêner l'exécution du mouvement volontaire.

Il y a peu de temps (AGARWAL et GOTTLIEB, 1975), l'analyse du signal E.M.G. de surface ne permettait pas de distinguer le taux de participation des unités motrices dans la contraction, mais on



considérerait que toute l'information utile concernant l'allure du potentiel d'action était présente. Récemment DE LUCA (1982) a montré qu'il est possible à partir d'un enregistrement d'E.M.G. de surface, d'évaluer la quantité d'unités motrices participant à l'activité musculaire, ce qui est important en pathologie neuromusculaire.



RELEVÉ ELECTROMYOGRAPHIQUE  
FIGURE II.13

### II.2.2. LES ELECTRODES DE SURFACE

Différents types d'électrodes de surface peuvent être utilisés. Il existe des électrodes incorporées dans de petites ventouses, électrodes appelées électrodes à succion ; afin de fixer l'électrode sur la peau, l'air est chassé des ventouses. Mais généralement on préfère l'emploi d'électrodes à disque de chlorure d'argent (BEILLOT et ROCH-CONGAR, 1982).

Leur principal avantage étant leur commodité d'utilisation, il n'est pas demandé à l'opérateur un trop grand entraînement pour placer ces électrodes et obtenir de bons résultats (BASMAJIAN, 1974).

- L'important, dans la technique d'application des électrodes de surface est de s'assurer que la résistance de contact électrique entre le muscle et l'électrode soit réduite au minimum, ce qui est réalisé en exerçant une pression importante sur les électrodes. La pression exercée par des pastilles adhésives placées sous les électrodes est cependant satisfaisante. Un corps gras protecteur, recouvre la surface de la peau et constitue un diélectrique gênant pour la détection; pour ramener la résistance électrique à de faibles valeurs, on utilise un papier abrasif ou une solution d'alcool sur le site choisi pour l'application des électrodes. La liaison électrique électrode-peau est assurée par l'emploi d'une pâte "conductrice" qui de plus améliore la concavité de l'électrode en regard de la surface de la peau.

Les électrodes de surface sont utilisées par paire, pour détecter une différence de potentiel par rapport à une électrode de masse commune.

DISPOSITIF DE DETECTION DES POTANTIELS D'ACTION

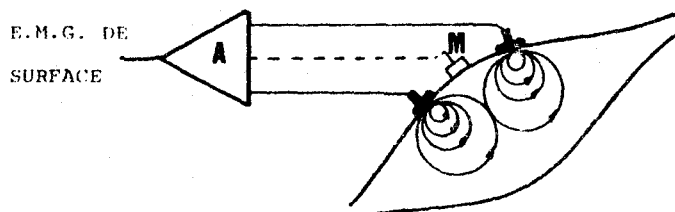


FIGURE II.14

Par opposition aux électrodes intra-musculaires, on ne peut employer des électrodes de surface que pour des muscles superficiels, les potentiels relevés sont généralement entachés de bruit. L'utilisation exclusive d'électrodes de surface n'est pas souhaitée pour l'étude de mouvements fins ainsi que pour des muscles profonds et dans tous les cas où une précision est désirable.

- Précautions de mesures à l'aide d'électrodes de surface :

L'impact de la configuration des électrodes de surface sur les mesures, de la distance séparant les deux électrodes, de leur position ainsi que de leur surface de contact a été largement étudié par ZIPP (1978), ANDREASSEN et coll. (1978), LYNN et coll. (1978). La variation de la bande passante du signal E.M.G. en fonction de la distance inter-électrodes peut être décrite par une fonction linéaire (CRAGO et coll., 1980). Cette distance inter-électrodes ainsi que la forme et taille des électrodes de surface doivent être choisies de façon à respecter en proportion le muscle étudié.

Pour une meilleure détection du signal E.M.G. de surface les deux électrodes doivent être disposées parallèlement aux fibres musculaires (ANDREASSEN et coll., 1978), et éloignées de l'environnement musculaire voisin où les relevés de potentiels ne sont pas désirés (WILLIAMSON, 1980). La position de l'électrode de masse joue un rôle non réglable dans les relevés d'E.M.G. de surface. Une étude (ROUCHER et coll., 1982) montre que suivant la position de l'électrode de masse, les caractéristiques d'amplitude et de fréquence du signal E.M.G. varient.

L'amplitude du signal E.M.G. dépend d'un grand nombre de variables non-contrôlables, telles que la distance unités/motrices actives/électrodes, l'épaisseur du tissu constitué par la peau et sa couche protectrice entre le muscle et les électrodes, l'impédance de l'interface peau-électrodes (BROWN et coll., 1979), ainsi que du diamètre des fibres musculaires et des propriétés de filtrage des électrodes (DE LUCA, 1979).

- Les amplificateurs de signaux E.M.G.

L'enregistrement des potentiels d'action musculaire se fait par l'intermédiaire d'amplificateurs à courant alternatif. Un amplificateur doit répondre aux six caractéristiques suivantes :

- le gain doit être élevé ( $> 10^5$ )
- le bruit de fond aussi faible que possible ( $< \mu v$ )
- bande passante comprise entre 2 et  $10^4$  Hz
- réponse linéaire
- il doit avoir une bonne différentialité pour éliminer les phénomènes parasites
- impédance d'entrée très élevée ( 50 M $\Omega$ ) afin de diminuer l'influence des résistances de contact.

### II.2.3. CARACTERISTIQUES DU SIGNAL E.M.G.

Considérons dans un premier temps, le signal E.M.G. détecté par des aiguilles-électrodes.

Au cours de la contraction musculaire volontaire naissante, le signal E.M.G. évolue suivant trois stades successifs :

., contraction légère :

l'E.M.G. est formé par les potentiels d'action d'une ou de plusieurs unités motrices se répétant à une fréquence de 4 à 12 cycles par seconde (recrutement temporel).

..., lorsque la contraction s'intensifie :

de nouvelles unités motrices entrent en activité (recrutement spatial) le tracé s'enrichit de plus en plus. Par la superposition de certains potentiels, l'amplitude générale du tracé augmente, la fréquence s'accroît jusqu'aux environs de 20 cycles par seconde.

..., lorsque la contraction devient maximale :

apparition de nouvelles unités motrices, les cellules nerveuses (motoneurones) entrent en activité maximale et tendent à se mettre en synchronisme.

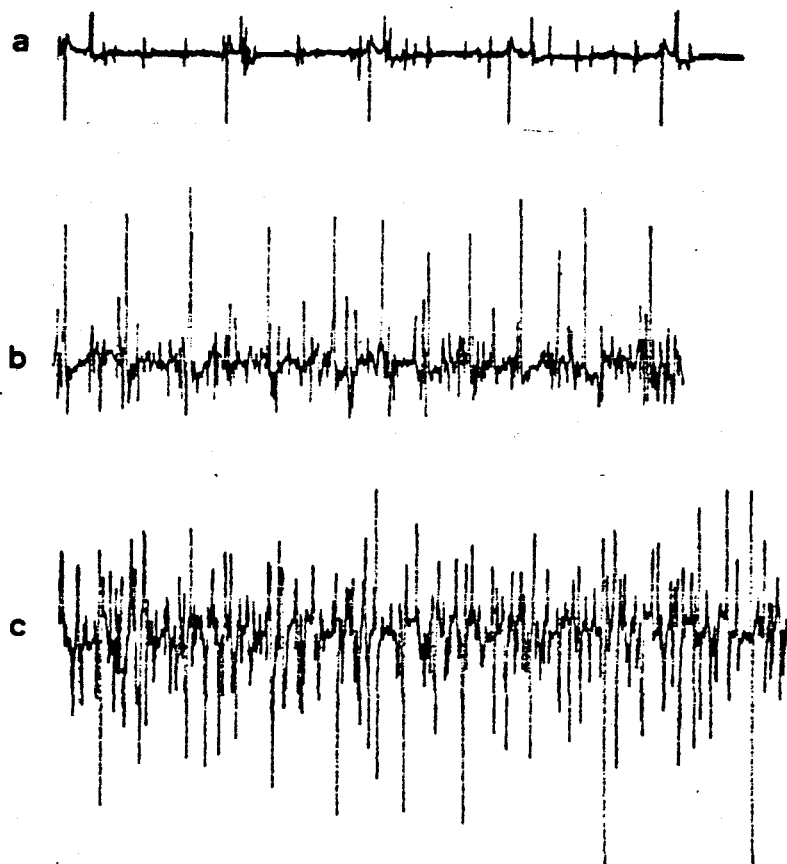


FIGURE II.15

A, contraction faible : tracé simple peu fréquent

B, contraction moyenne : tracé intermédiaire

C, contraction maximale: tracé interférentiel

Figure d'après GREMY (1969)

Lorsque le signal E.M.G. est recueilli par l'intermédiaire d'électrodes de surface, les tracés diffèrent de ceux présentés ci-dessus car le signal se trouve entâché de bruit, les électrodes de surface détectant un environnement de potentiels d'action. Néanmoins les tracés répondent aux mêmes processus au fur et à mesure de l'intensification de la contraction musculaire.

L'activité électrique globale d'un muscle lors de la contraction volontaire est constituée de variations de potentiels peu amples et très irréguliers si la contraction est faible, plus amples et prenant une allure rythmique pour des contractions d'intensité moyenne ou forte (SCHERRER et coll., 1960).

La figure II 16 montre l'électromyogramme de surface d'un muscle biceps brachial lors d'une contraction croissante.

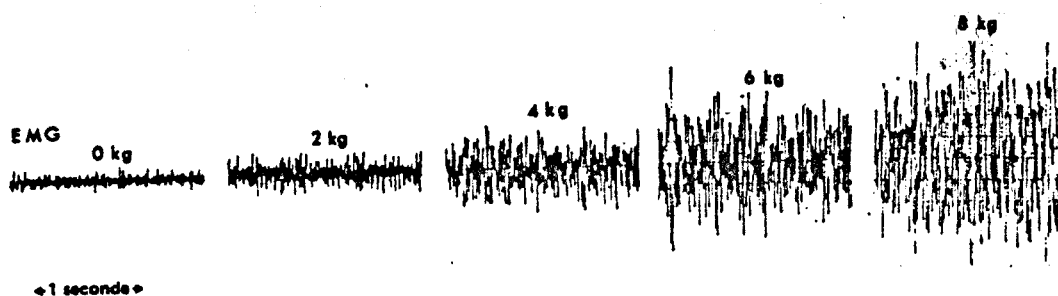


FIGURE II.16

Au fur et à mesure que la force augmente, un nombre de plus en plus grand d'unités motrices entre en jeu et l'amplitude de l'E.M.G. s'accroît (GREEN, 1969).

Au cours d'un mouvement de déplacement, il y a anticipation du signal E.M.G. sur le mouvement mécanique (BOUISSET, 1982). Cette avance électrophysiologique est de l'ordre de 20 ms pour les muscles striés chez l'homme.

Durant une contraction musculaire maintenue à une force constante, si la pulsation des trains d'impulsions des unités motrices a tendance à diminuer, il n'y a pas de recrutement significatif d'unités motrices supplémentaires, le nombre d'unités motrices actives reste inchangé. Un mécanisme complémentaire de tension de contraction apparaît afin de maintenir la sortie de force constante (DE LUCA, 1982).

L'amplitude du signal E.M.G. enregistré par des électrodes de surface lors d'une contraction soutenue augmente alors que la fréquence de pulsation de l'influx nerveux diminue. DE LUCA (1979) explique ceci par le fait que la vitesse de conduction le long des fibres nerveuses s'affaiblit, d'où une augmentation de la durée des potentiels d'action des unités motrices, et une croissance énergétique du signal. LINDSTROEM et coll. (1970) a démontré que la fonction de transfert caractérisant le système électrode-tissu muscu-

laire est l'équation d'un filtre passe-bas et que lorsque la distance électrode de surface-muscle croit, la bande passante du système décroît, d'où la difficulté de détecter le signal E.M.G..

DE LUCA (1979) rappelle que le signal E.M.G. relevé par les électrodes du surface est dépendant de cinq corrélats physiologiques :

- la synchronisation des potentiels d'action
- forme des potentiels d'action (amplitude, durée)
- pulsation d'un train d'impulsions (sommation temporelle)
- superposition des potentiels d'action
- nombre d'unités motrices en activité (sommation spatiale)

Les électrodes de surface détectent la somme des activités électriques des unités motrices battant dans la région où elles sont appliquées.

#### II.2.4. DIVERSES FORMULATIONS MATHÉMATIQUES DU SIGNAL E.M.G.

Les signaux E.M.G. ont un caractère stochastique (FIGINI, 1982 ; SARADIS, 1982) et ne contiennent pas de composantes périodiques si la force musculaire développée est en dessous de 10% du maximum de l'effort musculaire volontaire (KUVRINKA, 1976). Le signal E.M.G. est quasi-stationnaire (GRAUPE, 1975), c'est à dire que les paramètres statistiques peuvent être considérés constants dans certaines limites et dans certains laps de temps. Dans la plupart des cas, l'amplitude de l'E.M.G. suit la loi de distribution de la fonction Gaussienne (MILNER-BROWN, 1975 ; KUVRINKA, 1976 ; FLEISCHER, 1979 ; AGARWAL, 1975). Les signaux Gaussiens ont une importance pratique considérable. D'une part l'introduction de la loi de Gauss simplifie énormément les calculs, et de très nombreux résultats concernant les signaux aléatoires ne peuvent être obtenus que dans le

cas Gaussien. Dans des situations de mesures idéales, le signal E.M.G. devrait être stationnaire et ergodique. La notion de stationnarité décrit les propriétés statiques du signal comme étant invariantes pour toute translation du temps. De même un signal aléatoire est dit ergodique si tout au long du processus, les moyennes d'ensembles peuvent être approximées par des moyennes temporelles. Certains auteurs (SHWEDYCK et coll., 1977 ; DE LUCA, 1979) ont représenté des modèles de la génération du signal E.M.G.. Ces modèles analytiques considèrent le signal E.M.G. comme un processus de modulation en amplitude. La modélisation fait apparaître la sommation temporelle (nombre d'unités motrices actives) ainsi que la sommation spatiale (fréquence de pulsation des trains de potentiels d'action) qui régissent le signal E.M.G.. Dans le modèle, le signal modulé est le nombre d'unités motrices actives, la porteuse est un signal aléatoire dont les propriétés statistiques sont celles du signal E.M.G. au cours de la contraction.

C'est à partir de la formulation de l'expression mathématique du potentiel d'action de l'unité motrice que va se construire le modèle relatif à la génération du signal E.M.G.. Les paramètres caractérisant le potentiel d'action sont la fréquence de pulsation de l'influx nerveux et l'allure du potentiel d'action.

La figure II.17 montre un exemple schématique modélisant le potentiel d'action, formulé par DE LUCA (1979).

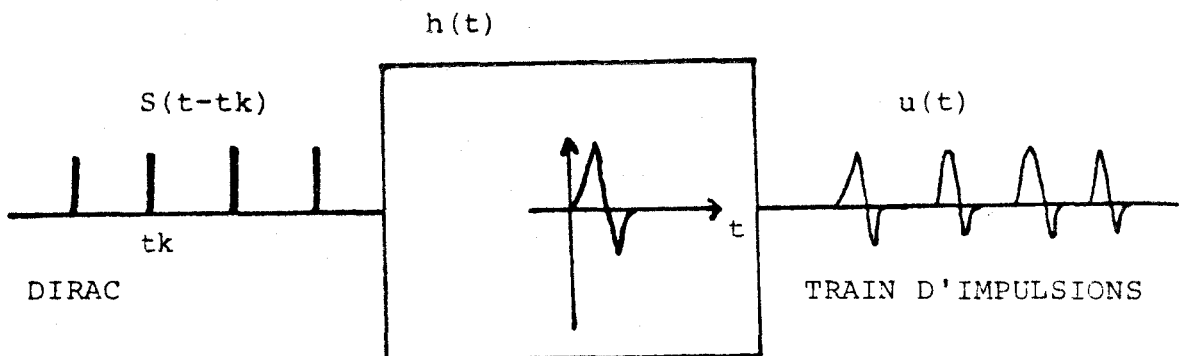


FIGURE II.17



$h(t)$  caractérise la forme de l'impulsion de sortie, elle est dépendante de divers paramètres physiologiques décrits précédemment (amplitude corrélée avec la force de contraction, durée de l'impulsion, etc.).

D'après ce concept, il est possible de présenter le modèle définissant le signal E.M.G. recueilli par les électrodes par une sommation linéaire temporelle et spatiale des potentiels d'action.

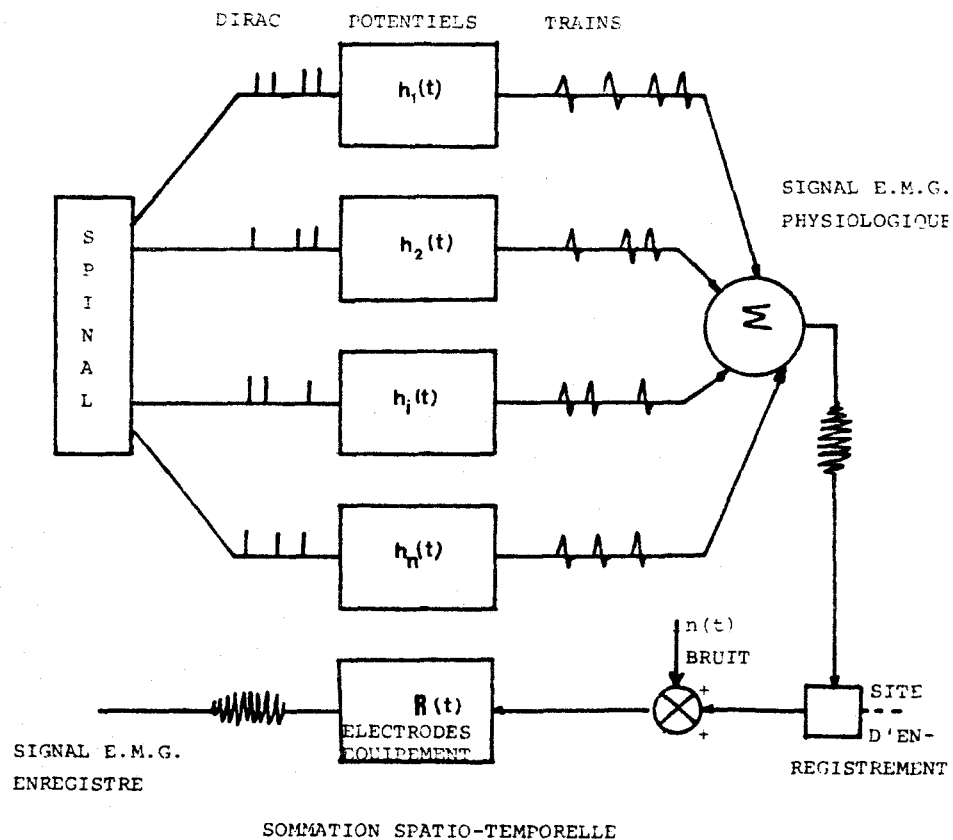


FIGURE II.18

SHWEDYCK (1977) propose un modèle similaire mais en tenant compte de la quantité d'énergie existante dans le signal E.M.G.. L'expression mathématique caractérisant le modèle est alors de la forme :

$$e(t) = [K \cdot n(t)]^{1/2} w(t)$$

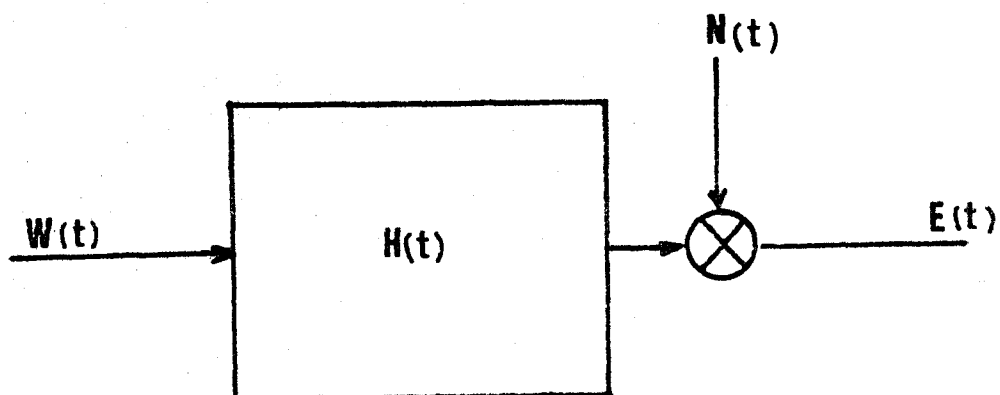


FIGURE II.19

L'entrée  $w(t)$  est définie comme un processus stochastique, stationnaire, communément appelé bruit blanc.

$h(t)$  est un filtre linéaire qui a pour rôle de former le spectre de  $w(t)$  pour générer le train d'impulsions des potentiels d'action.

$K$  est un coefficient de poids déterminant le nombre d'unités motrices actives, il dépend de la fréquence moyenne des impulsions des influx nerveux.

La fonction de transfert  $H(j\omega)$  déterminant l'allure du potentiel d'action de l'unité motrice est de la forme :

$$H(j\omega) = \frac{Kj\omega}{(j\omega + a)^3}$$

où  $K$  est un scalaire

$a$  est déterminé d'après le spectre de densité de puissance du signal E.M.G., à la fréquence de coupure haute.

SHWEDYCK (1977) présente la réponse impulsionnelle du système défini par  $h(t)$ ,

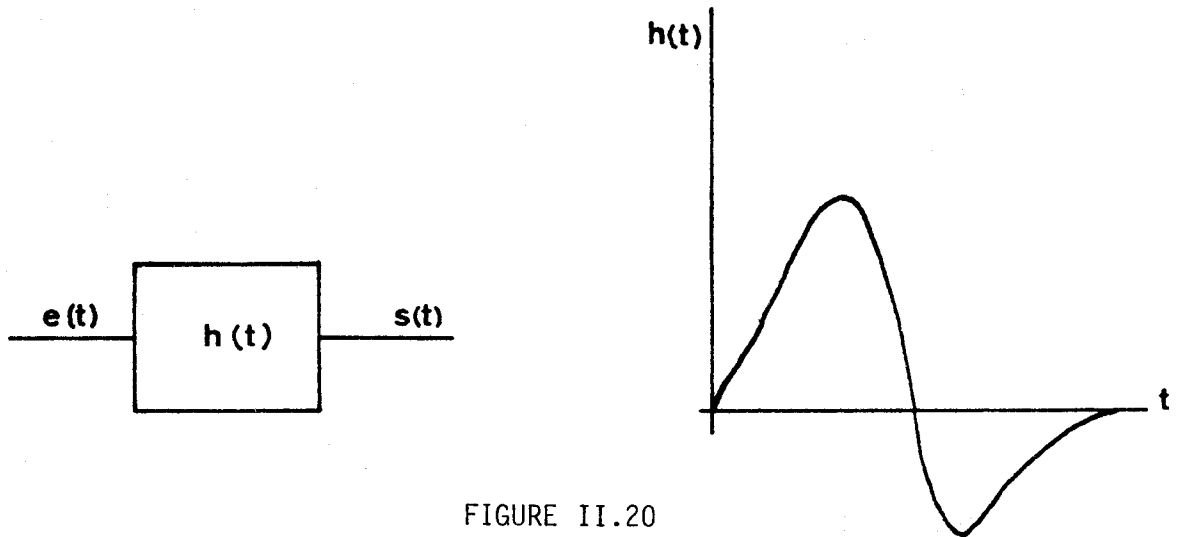


FIGURE II.20

STULEN et coll. (1981) présentent enfin un modèle décrivant le signal E.M.G. détecté par des électrodes de surface.

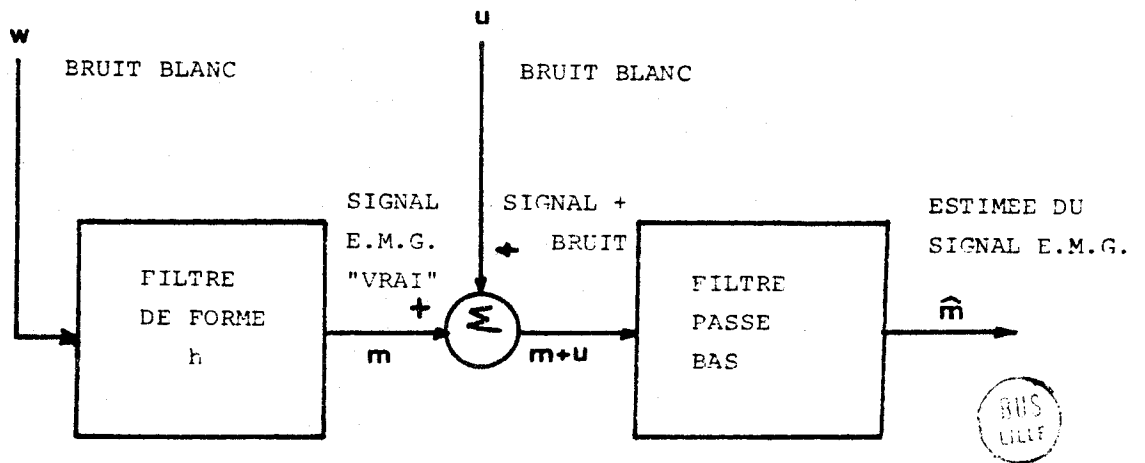


FIGURE II.21

Le signal E.M.G. recueilli à la sortie du système se compose du signal  $m$  dû à la contraction musculaire ainsi que du signal  $u$  représentant la perturbation apportée par les appareils de détection.

Afin d'apporter une connaissance supplémentaire au processus de génération du signal E.M.G., une partie des recherches actuelles (GRAUPE, 1975 ; SHERIF, 1981 ; FIGINI, 1982) s'oriente vers les problèmes d'identification du signal myoélectrique.

#### II.2.5. EVALUATION DES ENREGISTREMENTS

L'évaluation des enregistrements, quel que soit leur type est la partie la plus délicate de l'électromyographie. Les critères d'évaluation sont de deux types : quantitatif ou qualitatif.

Beaucoup d'approches d'évaluation du signal E.M.G. n'ont été que purement quantitatives. C'est le cas de l'intégration du potentiel électrique délivré par la contraction musculaire, l'intégration est couramment utilisée mais cette évaluation n'est pas suffisante.

L'analyse spectrale du signal E.M.G. permet de dégager des paramètres fréquentiels qui classifient de manière qualitative les enregistrements.

##### II.2.5.1. INTEGRATIONS DES POTENTIELS D'E.M.G.

L'intégration du signal E.M.G. est fréquemment employée. Elle représente une quantification de l'activité électrique du muscle ; l'E.M.G. intégré est habituellement chiffré en unités arbitraires rapportées à la durée de la contraction musculaire développée.

Une relation sensiblement linéaire a été mise en évidence par un certain nombre d'auteurs (BIGGLAND et LIPPOLD, 1954 ; SCHERRER J., 1960 ; CROSBY, 1978) entre l'amplitude de l'E.M.G. intégré et la force développée par le muscle. Par contre pour des tensions impor-

tantes, il a été constaté (MILNER - BROWN, 1975) que la caractéristique E.M.G. intégré-force devenait non-linéaire et variait la racine carrée de la tension produite par le muscle. POLLACK (1980) attribue le fait que les caractéristiques E.M.G. intégré-force sont linéaires ou non-linéaires aux différents types d'unités motrices participant à la contraction musculaire.

La figure II.22 représente globalement l'allure des diverses caractéristiques déterminant la relation entre l'E.M.G. intégré et la force développée par le muscle.

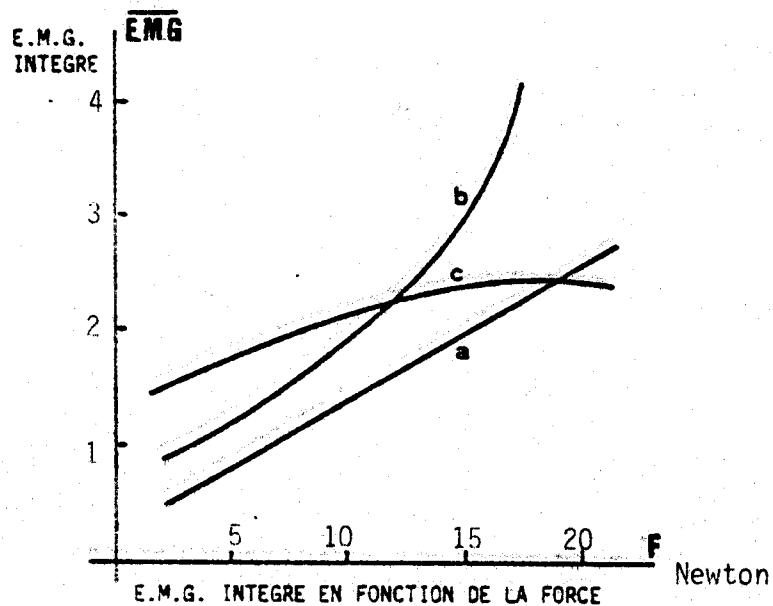


FIGURE II.22

Les relations entre E.M.G. intégré et force : les unités sont arbitraires.

Courbes a : Corrélation linéaire entre l'E.M.G. intégré et la tension musculaire (BIGGLAND et LIPPOLD, 1954)

Courbe b : Evolution suivant une hyperbole (BRANDELL, 1977)

Courbe c : l'E.M.G. intégré varie en fonction de la racine carrée de la force (MILNER - BROWN, 1975)

Les méthodes d'analyse ainsi que les systèmes de détection du signal E.M.G. en rapport avec le muscle étudié sont à l'origine de ces diversités. Néanmoins, il ressort que l'E.M.G. intégré peut être utilisé pour évaluer la tension mécanique exercée par le muscle.

Sachant que pour un système linéaire, le produit de convolution du signal d'entrée par la réponse impulsionnelle du système détermine le signal de sortie ; (KOSBY, 1978) détermine la relation linéaire liant l'E.M.G. intégré à la force développée par la contraction musculaire en utilisant le module du signal E.M.G. comme signal d'entrée.

Il parvient à définir la relation :

$$F(t) = A.v(t) + B$$

où  $F(t)$  désigne la force développée

$v(t)$  : module du signal E.M.G.

A et B étant des constantes de gain et d'offset.

Le signal E.M.G. était filtré puis modulé, convolué avec la réponse impulsionnelle d'un système du second ordre.

#### II.2.5.2. L'ANALYSE SPECTRALE DU SIGNAL E.M.G.

C'est à partir de 1960, grâce à l'introduction de l'informatique dans le milieu biomédical que l'utilisation des méthodes d'analyse spectrale s'est généralisée et a permis d'améliorer amplement les investigations effectuées sur le signal E.M.G.. L'analyse spectrale est une évaluation qualitative du signal E.M.G., elle est généralement employée pour déterminer la fréquence à laquelle se trouve localisé le maximum de concentration de puissance. Une autre méthode d'analyse fréquentielle du signal E.M.G. a été étudiée par FRICSON (1982): elle consiste à comptabiliser le nombre de passages par zéro du signal E.M.G., elle permet seulement la détermination de la fréquence principale du signal.

La détermination du spectre de densité de puissance (P.D.S.) s'effectue par l'intermédiaire d'algorithmes de transformée de FOURIER rapide (F.F.T.), moyennant un dispositif informatique adapté, le calcul du spectre ne pose aucun problème mais le plus délicat est la détermination des paramètres significatifs. Ces paramètres sont nombreux et le plus souvent leur choix reste arbitraire.

Présentation des divers paramètres fréquentiels généralement utilisés pour mesurer la compression du P.D.S. du signal E.M.G. durant la contraction musculaire :

- la fréquence principale :  $f_{\text{princ}}$

Ce paramètre est le moyennage des composantes fréquentielles du spectre de densité de puissance (BOON, 1982 ; FIGINI, 1982). Elle s'exprime par la formulation suivante :

$$f_{\text{princ.}} = \frac{\int_0^{\infty} f \cdot S(f) \cdot df}{\int_0^{\infty} S(f) \cdot df}$$

où  $S(f)$  représente l'équation du spectre.

- la fréquence médiane :  $f_{\text{med}}$

Elle détermine la fréquence à laquelle le spectre est partagé en deux régions d'égale puissance.

$$\int_0^{f_{\text{med.}}} S(f) \cdot df = \int_{f_{\text{med.}}}^{\infty} S(f) \cdot df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} S(f) \cdot df$$

C'est le paramètre fréquentiel le plus utilisé (LLYOD, 1971 ; PETROVSKY, 1980 ; FIGINI, 1982 ; DE LUCA, 1979 ; LAGO, 1979)

- le rapport fréquentiel :  $R_f$

C'est le rapport de la valeur maximum des composantes haute-fréquence du spectre sur la valeur minimum des composantes basse-

fréquence. Le point de séparation entre la partie haute et la partie basse-fréquence se situe ainsi à la fréquence caractéristique, telle que la fréquence principale ou la fréquence médiane. Un tel paramètre est fortement dépendant de la forme du spectre de densité de puissance et de la valeur de la caractéristique fréquentielle initiale ( $F_i$ ).

Le rapport fréquentiel peut être mathématiquement exprimé par :

$$R_f = \left[ \frac{\int_0^{f_i} S(f/v) \cdot df}{\int_{f_i}^{\infty} S(f/v) \cdot df} \right]^{\frac{1}{2}}$$

où  $F_i$  est la fréquence caractéristique initiale

$v$  : la vitesse de conduction le long des fibres nerveuses  
(DE LUCA, 1981).

Néanmoins ce paramètre est largement employé (LINDSTROEM, 1970) pour caractériser le déplacement du spectre vers les hautes ou basses fréquences pour des tests de fatigue ou lors d'importantes contractions musculaires.

En précisant que la valeur moyenne d'un seul paramètre ne peut suffir à définir convenablement un spectre densité de puissance, BOON et coll. (1982) examine :

- la fréquence à laquelle se trouve concentré le maximum du spectre.
- la position du premier pic du spectre, qui est relative à la fréquence de pulsation du signal E.M.G..
- les points caractéristiques à - 6 dB et - 10 dB par rapport au maximum d'amplitude du spectre.
- l'indication de la puissance relative (%) spectrale qui se situe en dessous de 100 Hz.

D'autres auteurs (INBAR, NOUJAIM, 1982 et FIGINI, 1982) préconisent la définition de véritables vecteurs paramétriques constitués d'une vingtaine de composantes spectrales. Mais des paramètres



ci-dessus cités, la fréquence médiane est de loin, le paramètre le plus utilisé dans l'analyse spectrale du signal E.M.G., les autres étant employés dans des cas beaucoup plus spécifiques.

La bande de fréquence du spectre de densité de puissance pour un signal d'E.M.G. de surface est comprise entre 10 Hz et 100 Hz. L'observation du changement de l'allure du spectre entre des sujets normaux et anormaux est précieuse du point de vue clinique.

Lorsque la force de contraction croît, l'amplitude du spectre augmente, la fréquence médiane se déplace vers les hautes fréquences. Par contre lors d'une contraction soutenue ou même lors de la fatigue, le spectre de densité de puissance croît dans la région des basses fréquences.

L'apparition de pics et de creux dans l'allure du spectre, permet de déterminer la vitesse de conduction du potentiel d'action (DE LUCA, 1979 ; LINDSTROEM, 1981).

La valeur à laquelle se situe le premier pic détecté sur le spectre détermine la fréquence moyenne des pulsations des potentiels d'action (LAGO, 1981 ; BOON, 1982).

La figure II.23 présente l'évolution du spectre de densité de puissance du signal E.M.G. de surface pour des niveaux de contractions musculaires croissants (d'après LAGO, 1981).

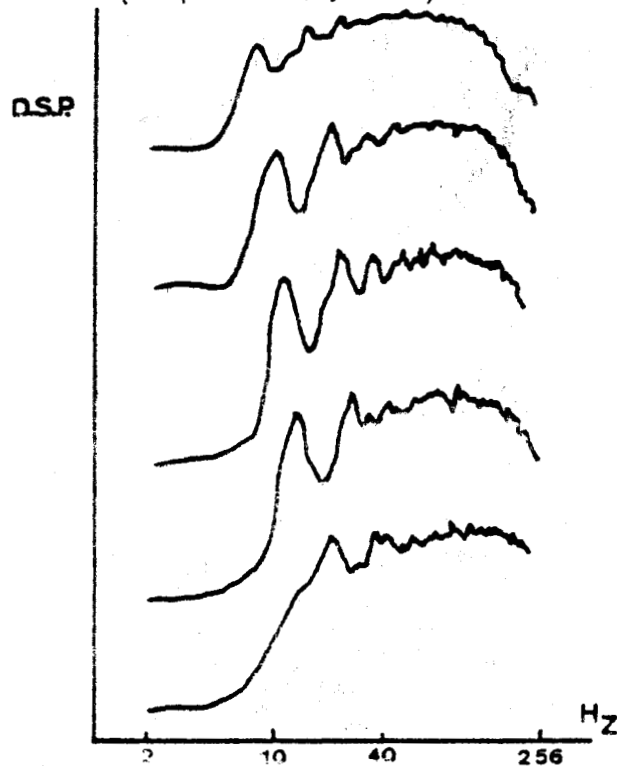


FIGURE II.23

L'allure du spectre de densité de puissance reste inchangée lorsque le muscle développe des niveaux de force différents, par contre la forme du spectre peut être différente pour de faibles niveaux de contraction (ERICSON, 1979).

La figure suivante illustre l'évolution de la fréquence médiane lors d'une contraction musculaire croissante.

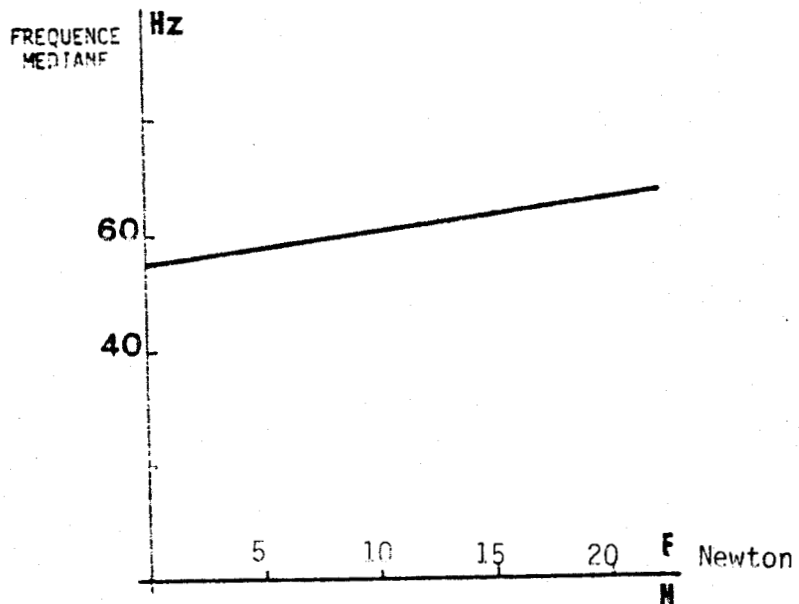


FIGURE II.24

Le déplacement du spectre de densité de puissance vers les basses fréquences ainsi que l'accroissement de son amplitude lors d'une contraction soutenue ou "test de fatigue" sont illustrés par la figure II.25.

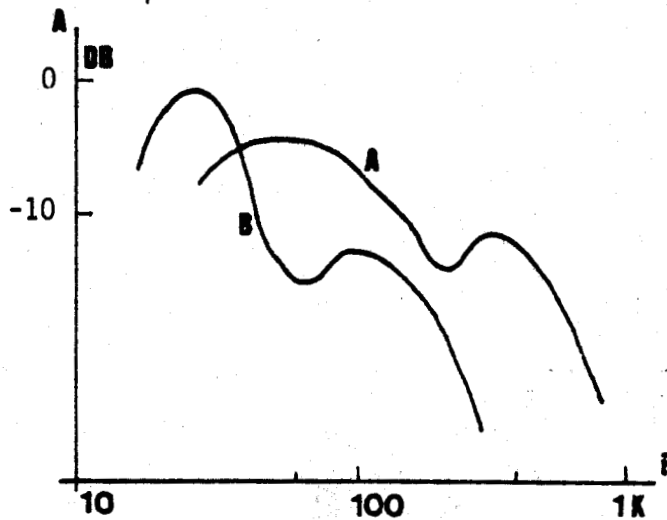


FIGURE II.25

La figure II.25 représente les allures de spectres obtenus lors d'une contraction musculaire soutenue de 20 N. La courbe B est déterminée après 30 secondes de contraction soutenue, la courbe A au début de la contraction (LINDSTROEM, 1970).

PETROFSKY (1979) a analysé le signal E.M.G. lors d'un test de fatigue et ses résultats, présentés sur la figure II.26 confirment les précédents.

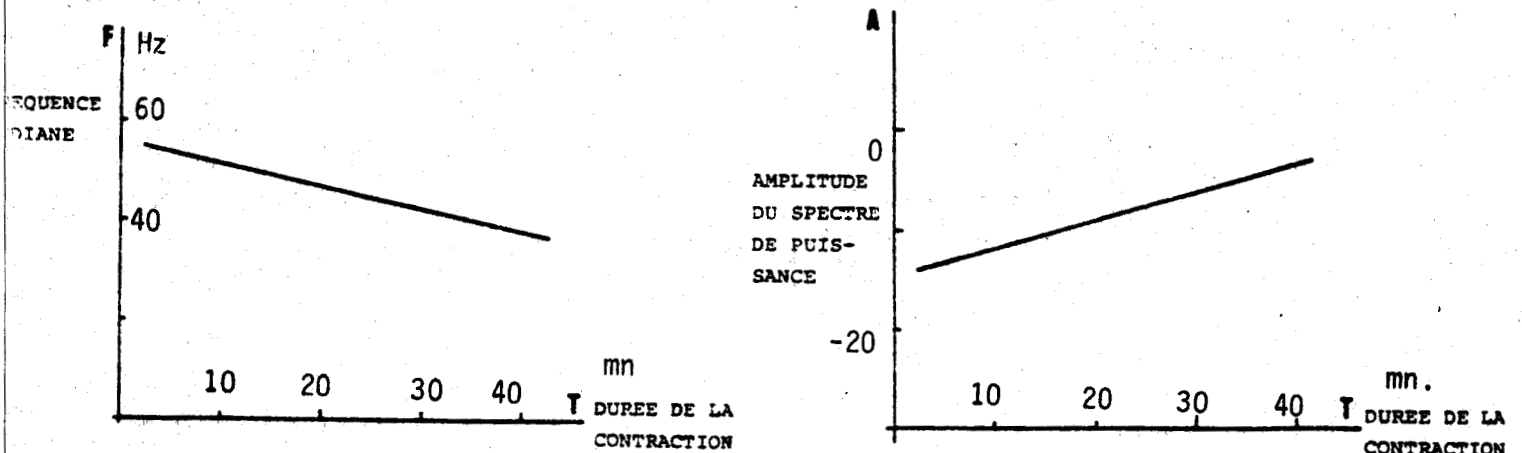


FIGURE II.26

SHWEDYCK (1977) a proposé un modèle pour le spectre de densité de puissance du signal E.M.G., défini d'après la figure II.27.

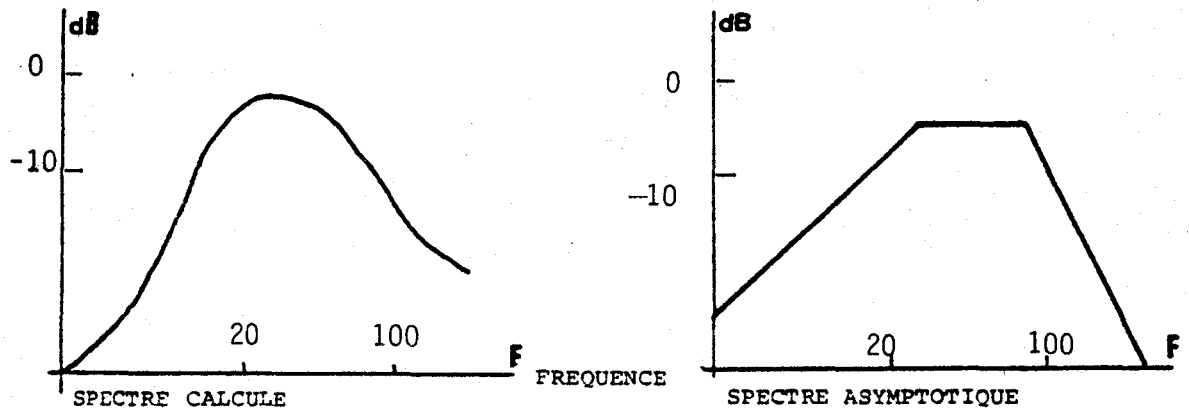


FIGURE II.27

La modélisation a permis de mettre en équation l'allure du spectre :

$$G(f) = \frac{k^2 f_h^4 f^2}{(f^2 + f_1^2)(f^2 + f_h^2)^2}$$

$G(f)$  est une fonction de la fréquence  $f$ .

$f_1$  et  $f_h$  sont les fréquences de coupure basse et haute du spectre.

$k$  est un facteur scalaire.

LINDSTROEM (1970) propose une modélisation du spectre de densité de puissance, en faisant intervenir la vitesse de conduction du potentiel d'action.

$$S(f) = (1/v^2)G(fd/v).$$

$S(f)$  est une fonction de la fréquence  $f$ .

$v$  : vitesse de conduction.

$d$  : distance inter-électrodes.

AGARWAL (1975) met en équation le spectre du signal E.M.G. en modélisant préalablement la train d'impulsions des potentiels d'action des unités motrices. L'E.M.G. peut-être défini comme un produit de convolution ;

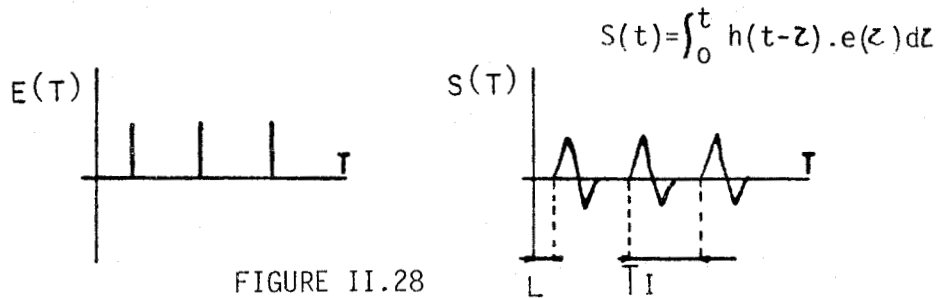
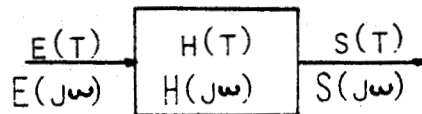


FIGURE II.28

où  $e(t)$  est une suite d'impulsions (Dirac)  
 $h(t)$  reponse impulsionnelle du filtre qui décrit l'allure du potentiel d'action de l'unité motrice

$$e(t) = \sum_{i=0}^N \delta(t - t_i)$$

Par transformée de FOURIER  $S(j\omega) = H(j\omega)E(j\omega)$

Considérant l'impulsion de sortie  $s(t)$  de hauteur  $2b$  et de longueur  $2c$ , il s'en suit que

$$H(j\omega) = \left(\frac{4bj}{c\omega^2}\right) e^{-j\omega c} \left(2 \sin \frac{\omega c}{2} \sin \omega c\right)$$

d'où l'allure du spectre

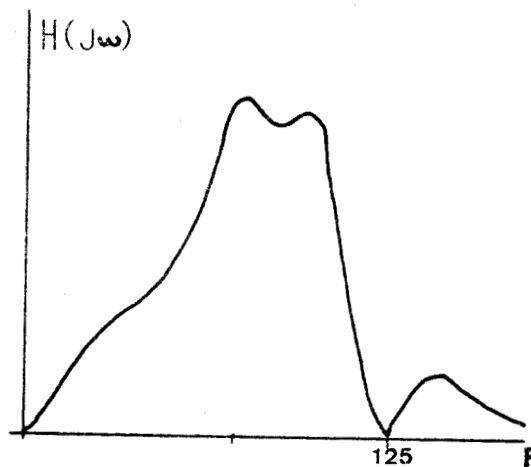


FIGURE II.29

## II.2.6. LES APPLICATIONS DE L'ELECTROMYOGRAPHIE

### Aide au Diagnostique.

L'examen E.M.G. est une méthode importante d'exploration du fonctionnement neuromusculaire. Dans les atrophies musculaires ou les déficits moteurs, cet examen constitue un test objectif de l'évolution de la pathologie; il permet la délimitation de l'atteinte et en précise le caractère.

SHWEDYCK (1977) ; STULEN et coll. (1979) ; DE LUCA (1982) ; LYNN (1979) ; LLOYD (1971) ont montré que les analyses du signal E.M.G. permettent d'évaluer quantitativement et qualitativement le degré de fatigabilité d'un muscle (Détermination de la vitesse de conduction, et des unités motrices actives).

En outre, le signal E.M.G. est couramment employé pour commander des prothèses artificielles ou des orthèses de bras. Les résultats de la plupart des recherches antérieures ont montré la nécessité d'éliminer les efforts importants ainsi que les entraînements pénibles demandés au sujet. L'introduction des micro-processeurs a permis avec une détection du signal plus sophistiquée de contrôler le mouvement des prothèses et d'en améliorer les modalités d'utilisations (SARIDIS, 1982 et MYAS, 1981).

CHAPITRE III

---

LE MOUVEMENT DE ROTATION  
CEPHALIQUE CHEZ L'HOMME  
METHODOLOGIE DE TRAVAIL

---

## C H A P I T R E III

---

### LE MOUVEMENT DE ROTATION CEPHALIQUE CHEZ L'HOMME METHODOLOGIE DE TRAVAIL

---

#### III.1. Le mouvement de rotation céphalique chez l'homme

III.1.1. La tête et le rachis cervical

III.1.2. Les muscles rotateurs de la tête

III.1.3. Constitution et action du muscle sterno-cleido-mastoïdien

III.1.4. La position d'équilibre de la tête

#### III.2. Méthodologie de travail

III.2.1. Définition des entrées et des sorties du système répondant aux mouvements volontaires libres

III.2.1.1. Les entrées

III.2.1.2. Les sorties

III.2.1.3. Le processus de la rotation céphalique en système bouclé

III.2.1.4. Le retour d'information

III.2.2. Dispositif expérimental

III.2.2.1. Cabine expérimentale

III.2.2.2. Les stimulus visuels

III.2.2.3. Mesure des mouvements parasites

III.2.2.4. Chaîne de mesure

III.2.2.4.1. Capteur angulaire sonométrique

III.2.2.4.2. Enregistrement du signal E.M.G.



- III.2.3. Protocole expérimental
  - III.2.3.1. Tâche de l'opérateur
  - III.2.3.2. Conduite informatique du protocole expérimental
- III.2.4. Définition des entrées et des sorties du système correspondant aux mouvements forcés
  - III.2.4.1. Les entrées
  - III.2.4.2. Les sorties
  - III.2.4.3. Représentation du processus en boucle fermée
  - III.2.4.4. Mesure de la force de résistance
- III.2.5. Le protocole expérimental
  - III.2.5.1. Tâche de l'opérateur
- III.2.6. Population des sujets expérimentés

Dans la première partie de ce troisième chapitre sont exposées brièvement la mécanique anatomique de la région tête-cou, ainsi qu'une présentation des principaux groupes musculaires rotateurs de la tête.

La méthodologie de travail constitue la seconde partie de ce chapitre. Elle se propose de définir les entrées et les sorties du système tête-cou pour des mouvements libres et volontaires avant de procéder à la présentation du dispositif expérimental et du protocole d'expériences.

Suite aux précautions particulières que nécessite notre étude quant aux mesures des mouvements de rotation céphalique, un dispositif original permettant le relevé du déplacement angulaire de la tête a été élaboré.

En fin de chapitre se trouve présentée une série d'expérimentations supplémentaires dirigée vers l'analyse de l'activité musculaire développée au cours de mesures effectuées en contre résistance.

### III.1. LE MOUVEMENT DE ROTATION CEPHALIQUE CHEZ L'HOMME

Il est possible de mouvoir la tête suivant les six degrés de liberté dans l'espace ; trois translations et trois rotations suivant le plan sagittal, frontal et horizontal. Peu employés mais surtout difficiles à obtenir les mouvements de translation céphalique ne sont pas les mouvements de tête prépondérants chez l'homme. Par contre les rotations céphaliques jouent un rôle primordial dans la vie de relation et plus particulièrement le mouvement de rotation droite-gauche ou rotation horizontale. L'étude biomécanique de cette dernière rotation impose une connaissance anatomique du système céphalo-rachidien.

#### III.1.1. LA TÊTE ET LE RACHIS-CERVICAL

La masse moyenne de la tête humaine est évaluée à six kg environ. Ce segment du corps est en équilibre instable sur les vertèbres cervicales. Le système musculaire qui contrôle ce lien mécanique doit assurer un maintien correct de la tête ainsi que ses mouvements.

D'après KAPANDJI (1970) les amplitudes moyennes maximales des trois rotations céphaliques s'élèvent à :

- 45° - Pour la mesure de la latéro-flexion (angle formé par la ligne des clavicules et la ligne des yeux).
- 30° - Pour la mesure de la flexion-extension, le plan de référence étant le plan masticateur horizontal en position neutre.
- 80 à 90° - Pour la mesure de la rotation de la tête en considérant l'angle formé par le plan sagittal de la tête avec le plan sagittal du corps.

Ces mesures ont été obtenues par radiographies de profil et de face ou en utilisant le goniomètre à bulle ou clinomètre (LOREILLE, 1975).

Anatomiquement, les mouvements de tête s'opèrent au niveau du rachis cervical grâce à l'action des muscles du cou. Considéré dans son ensemble (figure III.1) le rachis cervical est constitué de deux parties anatomiquement et fonctionnellement distinctes.

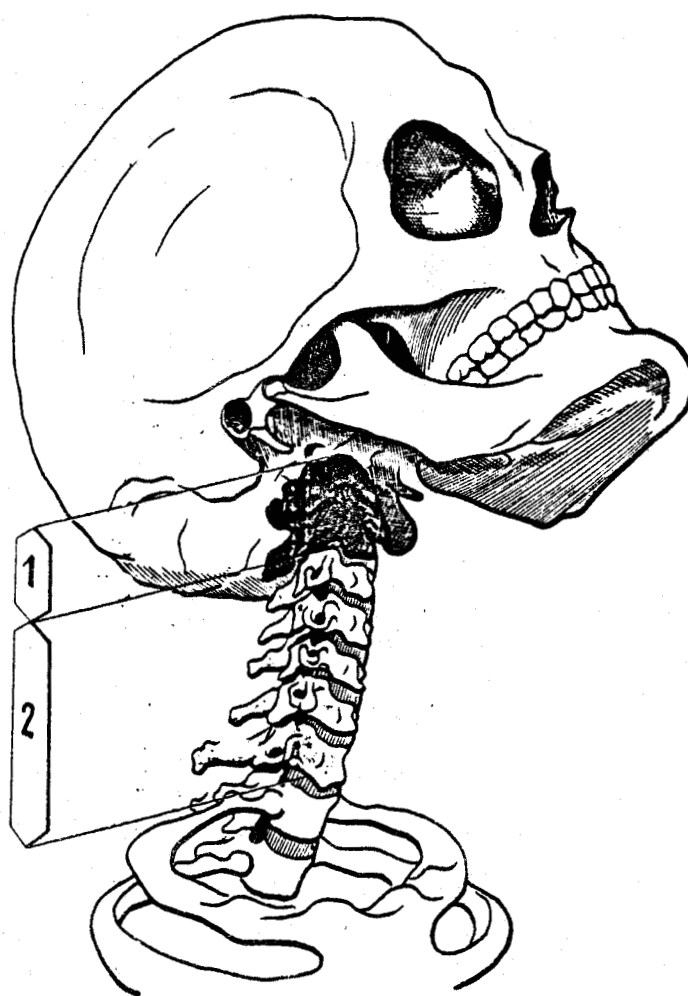


Figure III.1 (d'après KAPANDJI).



- Le rachis cervical supérieur (1) ou encore rachis sous-occipital, comportant la première vertèbre cervicale ou atlas, et la deuxième vertèbre cervicale ou axis. Ces pièces squelettiques sont réunies entre elles et à l'occipital par une chaîne articulaire complexe à trois axes et trois degrés de liberté.

- Le rachis cervical inférieur (2) s'étendant du plateau inférieur de l'axis au plateau supérieur de la première vertèbre dorsale.

Fonctionnellement ces deux segments du rachis cervical (1) et (2) se complètent mutuellement pour réaliser des mouvements purs de rotation, d'inclinaison ou de flexion-extension de la tête.

- Le rachis cervical inférieur ne peut réaliser que des mouvements mixtes d'inclinaison-rotation-extension.

L'accomplissement d'un mouvement pur est déterminé par la compensation des composantes non désirées au niveau du rachis cervical supérieur.

Afin d'obtenir une rotation pure de la tête, le rachis cervical inférieur doit effectuer un mouvement d'inclinaison-rotation ; la chaîne articulaire sous-occipitale doit réaliser trois composantes compensatoires :

- une composante de rotation vers le côté désiré qui prolonge celle du rachis cervical inférieur,
- une extension compensant le mouvement de flexion qui apparaît lors de la rotation pure,
- enfin une légère composante de contre-inclinaison.

Le mouvement de rotation est activé par les muscles rotateurs de la tête; les composantes compensatoires pour neutraliser les mouvements qui ne sont pas désirés et faire apparaître à l'état pur la composante voulue sont produites par l'action des muscles sous-occipitaux, sorte de muscles verniers agissant au niveau du rachis cervical supérieur.

### III. 1. 2. LES MUSCLES ROTATEURS DE LA TETE

Les muscles du cou se divisent en deux groupes, les muscles de la région antérieure du cou et les muscles de la nuque, suivant qu'ils sont placés en avant ou en arrière de la colonne vertébrale. Ils se répartissent en plusieurs groupes selon qu'ils appartiennent à des plans différents, qui sont allant du squelette au plan superficiel : le groupe musculaire profond formé par les muscles pré-vertébraux ; le groupe musculaire moyen et enfin le groupe musculaire superficiel constitué par des muscles apparaissant sous le peaucier et facilement palpables.

Bien que les muscles situés dans le plan profond et moyen interviennent lors de la rotation céphalique comme il a été mentionné dans le paragraphe précédent, nous étudierons ici l'activité des muscles du plan superficiel ; en effet les relevés électromyographiques étant effectués par l'intermédiaire d'électrodes de surface, les muscles profonds ne seront pas accessibles. La figure III.2 met en évidence l'action des muscles rotateurs de la tête. Les muscles agonistes (produisant le mouvement) sont représentés en sombre, les muscles antagonistes (s'opposant au mouvement) sont rayurés. D'après SOLOMON (1978).

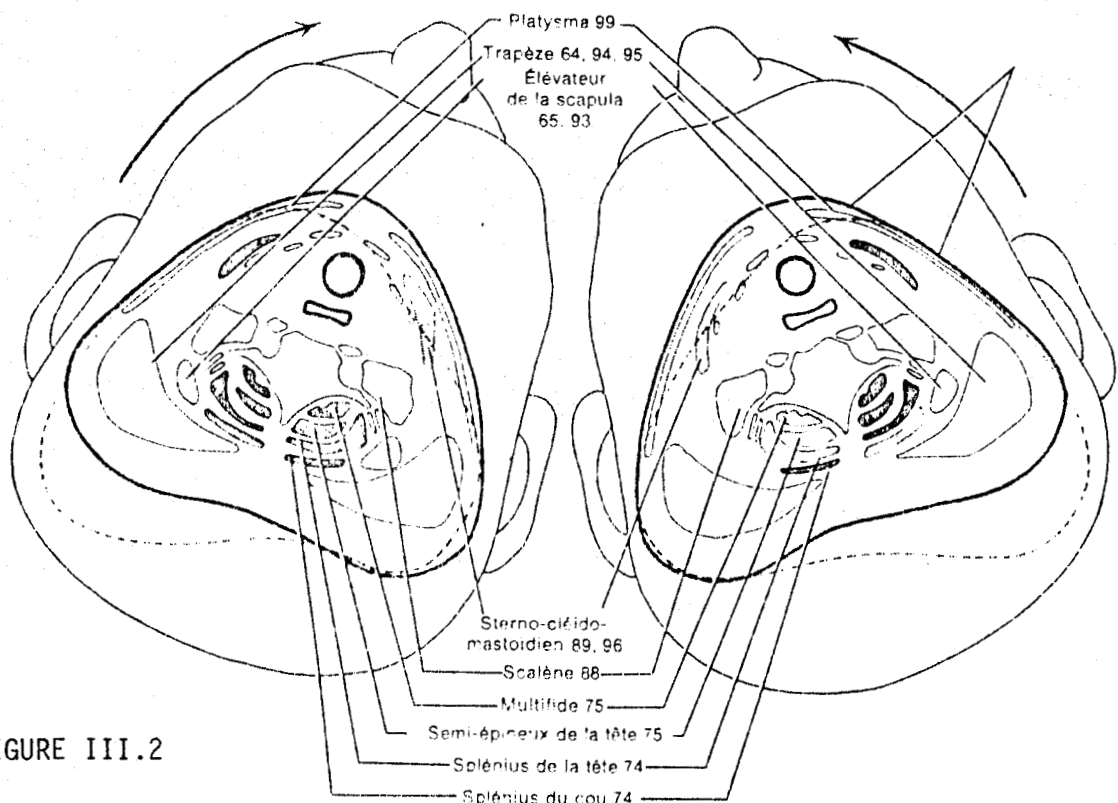


FIGURE III.2

Dans le plan superficiel, les muscles responsables du mouvement de rotation de la tête sont les sterno-cleido-mastoïdiens (S.C.M.), au niveau du plan moyen ce sont les splénius du cou, enfin dans le plan profond les muscles pré-vertébraux. Le S.C.M. fait partie des principaux muscles antérieurs du cou, tandis que les autres muscles cités sont situés dans la partie postérieure du cou; ils appartiennent aux muscles de la nuque. Les principaux muscles antérieurs et postérieurs du cou sont respectivement représentés sur la figure III.3a et 3b.

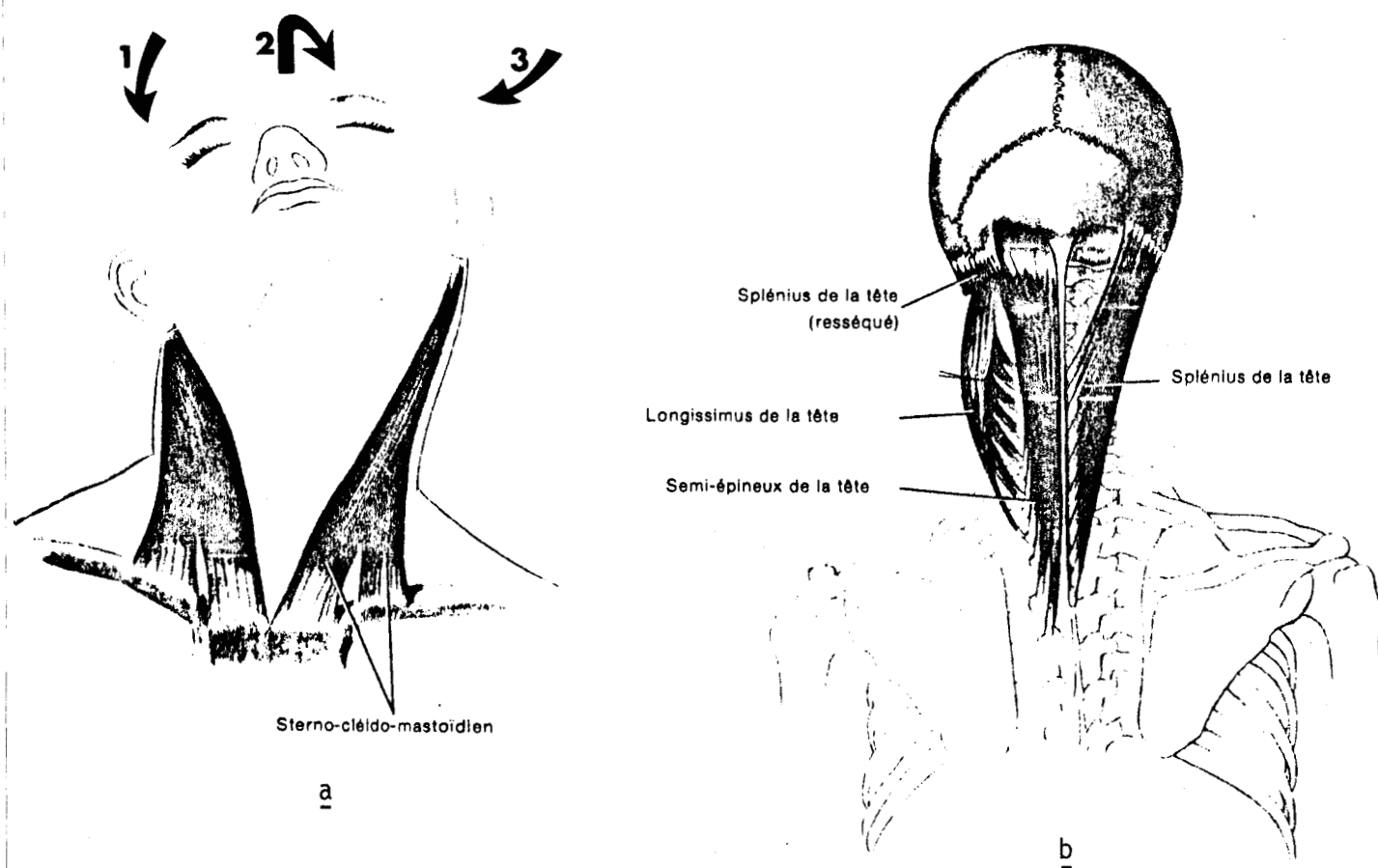


FIGURE III.3

### III.1.3. CONSTITUTION ET ACTION DU MUSCLE STERNO-CLEIDO-MASTOÏDIEN

Le muscle S.C.M. comporte quatre chefs (figure III.3a) :  
- un chef profond, le cleido-mastoïdien étendu du tiers interne de la clavicule à l'apophyse mastoïde.

- trois chefs superficiels dessinant lorsqu'on les sépare un N, mais qui en réalité sont très accolés entre eux. Ces trois chefs sont :
  - le cleido-occipital qui recouvre une bonne partie du cleido-mastoïdien et dont les insertions s'étendent loin en arrière sur la ligne contre supérieure de l'occipital,
  - les sterno-mastoïdiens qui prennent tous les deux insertions par un tendon commun sur le bord supérieur du sternum.

Les signaux électromyographiques seront recueillis sur les trois derniers chefs du muscle S.C.M..

Dans son ensemble le S.C.M. forme une large bande musculaire, étendue sur la face antéro-latérale du cou, oblique vers le bas et vers l'avant, dont la partie la plus saillante est constituée par le tendon commun au sterno-occipital et au sterno-mastoïdien. Des deux muscles forment un corps charnu fusiforme bien visible sous la peau.

La contraction unilatérale du S.C.M. détermine un triple mouvement associant la rotation de la tête du côté opposé à sa contraction et l'extension. Lorsque les S.C.M. se contractent ensemble et s'opposent à une résistance, ils fléchissent la tête et le cou ; si le rachis cervical reste souple cette contraction bilatérale entraîne une extension de la tête.

Un mouvement de rotation pure de la tête est effectué par la portion sternale du S.C.M. qui se contracte tandis que la portion claviculaire produit la flexion oblique en avant, les composantes d'inclinaison et de flexion étant compensées par l'action des muscles du plan profond sous occipital (BOUBEE, 1975).

#### EMPLACEMENT DES ELECTRODES

Le choix de l'emplacement des électrodes de surface dépend de l'anatomie et de la dynamique du muscle lors du mouvement. Une étude comparative des différentes positions des électrodes de surface sur le S.C.M. a été menée par BOULONGNE (1975), elle a montré que les signaux



E.M.G. étaient optimums lorsque les électrodes étaient proches des insertions mastoïdiennes du S.C.M.. C'est cet emplacement que nous choisirons comme lieu de détection des signaux électromyographiques.

#### III.1.4. LA POSITION D'EQUILIBRE DE LA TETE

Les mouvements de rotation se définissent par rapport à une certaine position privilégiée de la tête.

Cette position d'équilibre ou position de "repos" permet d'évaluer l'état musculaire initial. Les études effectuées sur la position habituelle de la tête (ou d'équilibre) indiquent que cette posture n'est en aucun cas une position de repos. Certains auteurs (LOREILLE, DELATTRE, 1975) retiennent la position d'éveil maximum de l'individu, d'autres (BERTHOLZ, 1970 ; KAPANDJI, 1974) considèrent que la tête est en position d'équilibre lorsque le regard porte à l'horizontale. C'est cette dernière conception que nous retiendrons au cours de notre étude.

### III.2. METHODOLOGIE DE TRAVAIL

Rappelons que notre étude a pour but de mettre en évidence d'une part les relations existantes entre le déplacement angulaire céphalique et l'activité électrique musculaire pour des mouvements volontaires libres, d'autre part de caractériser au cours de mouvements forcés de la tête, la fonction liant l'activité électrique musculaire à la tension de résistance opposée au mouvement céphalique.

Une première série d'expérimentations, représente la plus importante partie de notre étude, et consiste à analyser les mouvements de rotation céphalique exécutés de façon volontaire et libre ;

Une deuxième série complémentaire à la première, modifie les contraintes du déplacement, afin d'étudier les mouvements céphaliques en contre résistance.

#### III.2.1. DEFINITION DES ENTREES ET DES SORTIES DU SYSTEME REpondANT AUX MOUVEMENTS VOLONTAIRES LIBRES

##### III.2.1.1. LES ENTREES

L'entrée du système biomécanique étudié est représentatif de la nature du mouvement céphalique stimulé. Les paramètres d'entrée sont définis par l'amplitude angulaire du mouvement ( $\theta_e$ ), la vitesse d'exécution du mouvement ( $V_e$ ) et par la durée de fixation céphalique (D.F.). Le système comporte trois entrées indépendantes.

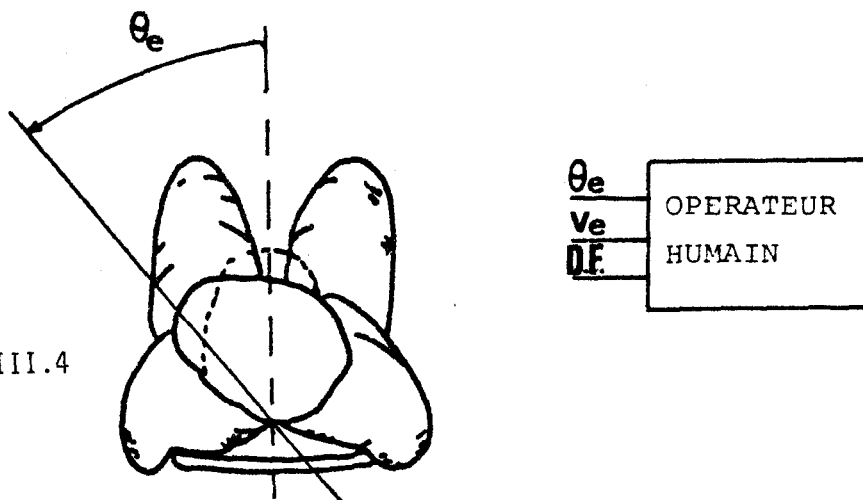
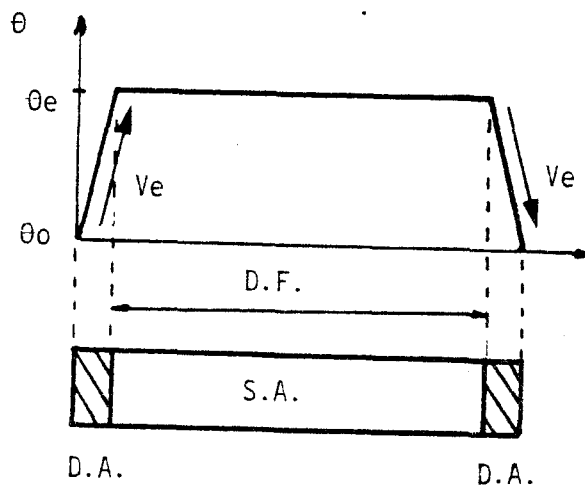


FIGURE III.4

Les composantes du vecteur d'entrée  $\vec{E}$  ( $\theta_e$ ,  $V_e$ , D.F.) définissent la stimulation du mouvement céphalique de façon dynamique et statique.

La valeur de ces paramètres est générée par l'intermédiaire d'un processus numérique au départ de chaque mesure. Le stimulus d'entrée est complexe, de nature triphasique et peut être identifié à une consigne de vitesse juxtaposée à une réponse à un échelon de position angulaire.

L'entrée se décompose en deux phases dynamiques caractérisées par la composante vitesse ( $V_e$ ) déterminant l'aller et le retour du mouvement de rotation à partir de la position de repos; et par une phase statique caractérisée par une composante d'amplitude angulaire ( $\theta_e$ ) et temporelle (la durée de fixation D.F.) le stimulus d'entrée peut se présenter de la manière suivante :



Représentation d'un stimulus d'entrée

FIGURE III.5

où  $\theta_0$  : représente la position initiale dite de repos.  
 $\theta_e$  : composante d'entrée définissant l'amplitude angulaire.  
 $v_e$  : " " " vitesse de montée ou de descente.  
D.F.: " " " durée de fixation.  
D.A.: représente la phase dynamique d'aller.  
S.A.: " " statique active.  
D.R.: " " dynamique de retour.

Les diverses stimulations du déplacement angulaire vers la droite ou vers la gauche sont matérialisées par des sources lumineuses disposées tous les 15 degrés jusqu'à 90°, correspondant au maximum de la rotation céphalique.

Le rapport temporel entre les phases dynamiques et la phase statique (de repos ou d'activité) est d'environ de 1/8<sup>ème</sup>.

#### III.2.1.2. LES SORTIES

L'analyse biomécanique des mouvements de rotations céphaliques passe par la mesure des variables de sortie mécanique (amplitude angulaire de sortie  $\theta_s$ ) et de sortie électrique (signal E.M.G. recueilli sur les muscles participant au mouvement). La composante de sortie  $\theta_s$  est relevée par l'intermédiaire d'un capteur de déplacement angulaire dont les caractéristiques sont présentées au § III 3.4 ; des électrodes de surface recueillent l'activité électrique des deux muscles S.C.M. (voir chapitre II §2.2)

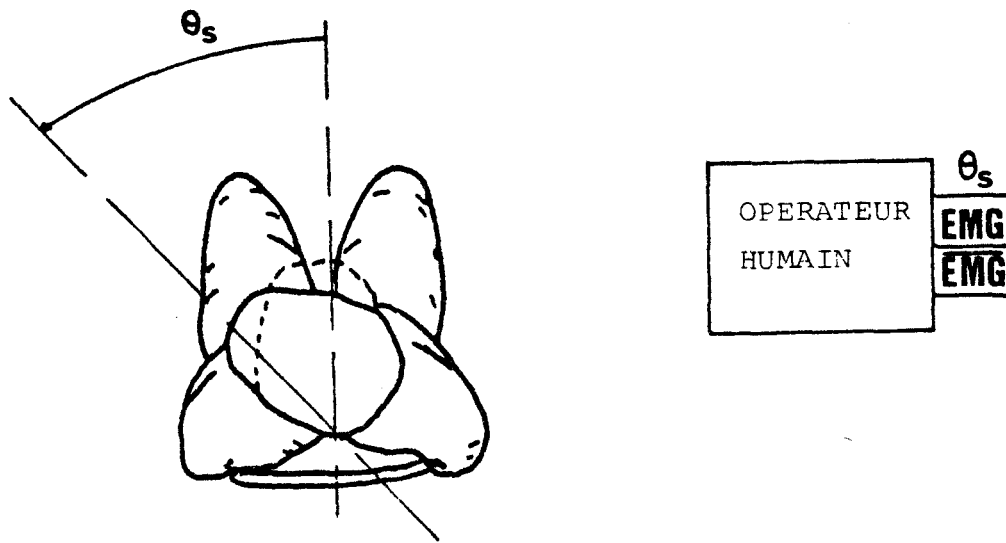


FIGURE III.6 : DETERMINATION DES SORTIES

La réponse céphalique de l'opérateur humain à un stimulus d'entrée lors d'une tâche de suivi, induit un déplacement combiné tête-yeux.

La composante de sortie  $\theta_s$  est donc représentative de l'amplitude angulaire d'un mouvement coordonné de la tête et des yeux. Il convient de différencier ces mouvements en fonction des stimulus d'entrée. Ces mouvements sont qualifiés de mouvements consécutifs lorsque l'attention du sujet est sollicitée par un objet situé dans le champ visuel périphérique en dehors du point de fixation et que le sujet tourne son regard vers la cible ; ils sont qualifiés de mouvements anticipés lorsque le sujet dirige volontairement son regard en un point de l'espace qui se projette dans le champ visuel périphérique afin d'explorer ce point ou d'y surprendre l'apparition d'une cible. Cette distinction est importante car la stratégie du mouvement est différente dans l'un et l'autre cas.

Nous ne nous intéresserons qu'au cas des mouvements consécutifs de la tête et des yeux.

Pendant la rotation active de la tête et des yeux, les yeux se mobilisent les premiers et avec une vitesse plus élevée que pour la tête (GRETTY, 1972 ; DIGHANS, 1974); l'axe du regard atteint de ce fait la cible à un moment où la tête est encore en mouvement . Pendant la dernière partie du mouvement de la tête, les yeux maintiennent leur fixation en effectuant un mouvement qui est de sens opposé à celui de la tête et le compense parfaitement (ROBINSON, 1976 ; BARNES, 1978). Lorsque les stimulus d'entrée varient sinusoïdalement et que leur fréquence est faible (0.6Hz), le mouvement de la tête et des yeux suit le mouvement d'entrée; mais au fur et à mesure que la fréquence augmente, des saccades oculaires apparaissent et il se produit un décrochage au niveau du mouvement des yeux aux alentours de 2Hz (GRETTY, 1977). Les mouvements des yeux par rapport à la tête ne sont pas nuls et ils s'accroissent lorsque la fréquence des oscillations du stimulus d'entrée augmente (YASUI, 1975).

BOND (1976) a déterminé la relation existante entre les angles de rotation de la tête, des yeux, et de fixation ; généralement l'angle de fixation est considéré comme étant la somme de l'angle de rotation de la tête et des yeux.

Pour répondre à ces remarques et pour faciliter l'expression de la valeur angulaire de sortie  $\theta_s$ , nous avons choisi de lier l'angle de fixation et l'angle de rotation de la tête grâce à l'utilisation d'un faisceau lumineux ponctuel rendu solidaire de la tête du sujet et qui lui permet de pointer vers la cible présentée.

L'influence de la contribution des mouvements oculaires se trouve ainsi diminuée et constitue un retour d'information palliant les erreurs de suivi. Ce retour d'information mis à la disposition de l'opérateur humain permet de considérer que le système fonctionne en bande fermée durant l'expérience.

### III.2.1.3. LE PROCESSUS DE LA ROTATION CEPHALIQUE EN SYSTEME BOUCLE

Le transfert propre à l'opérateur humain, en accord avec le choix des variables d'entrée et de sortie correspond au schéma suivant.

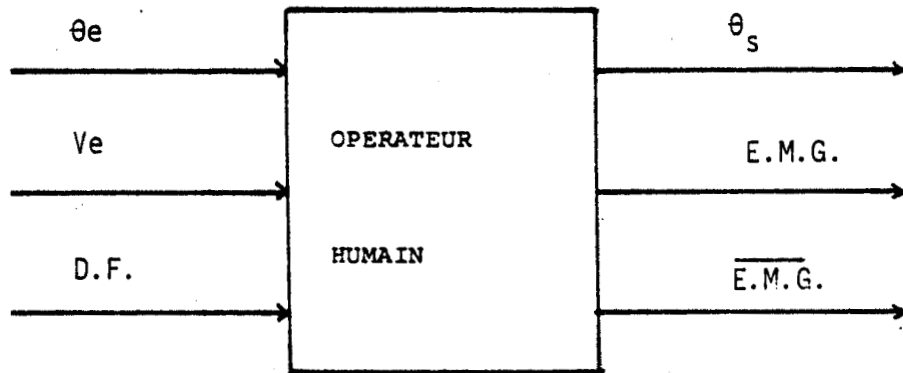


FIGURE III.7

Le retour d'information visuel présenté précédemment permet d'élaborer le diagramme ci-dessous :

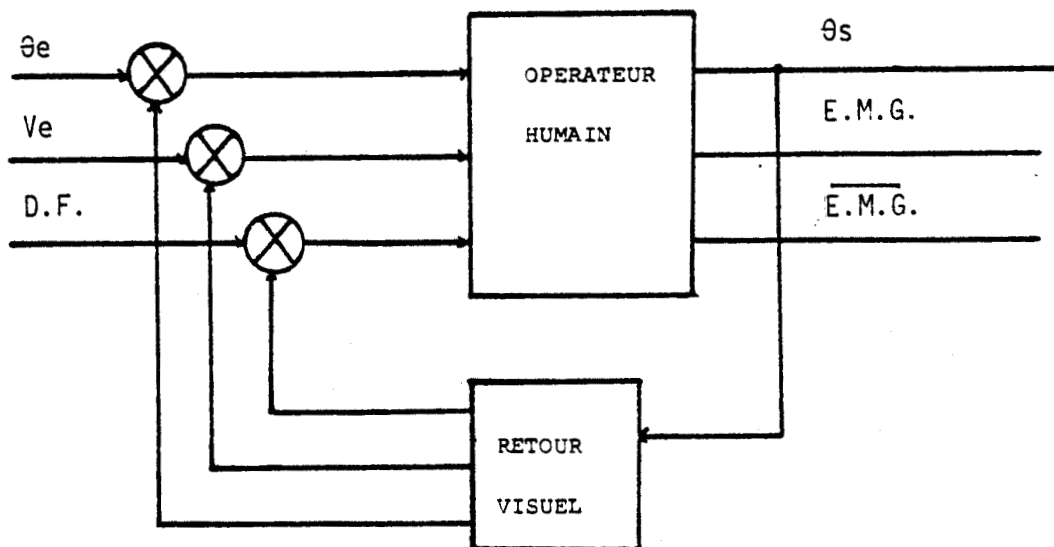


FIGURE III.8

E.M.G. Signal électromyographique recueilli sur le S.C.M. agoniste

$\overline{E.M.G.}$  Signal électromyographique recueilli sur le S.C.M. antagoniste

#### III.2.1.4. LE RETOUR D'INFORMATION

Le dispositif permettant le retour d'information visuel est présenté sur la figure III.9 .

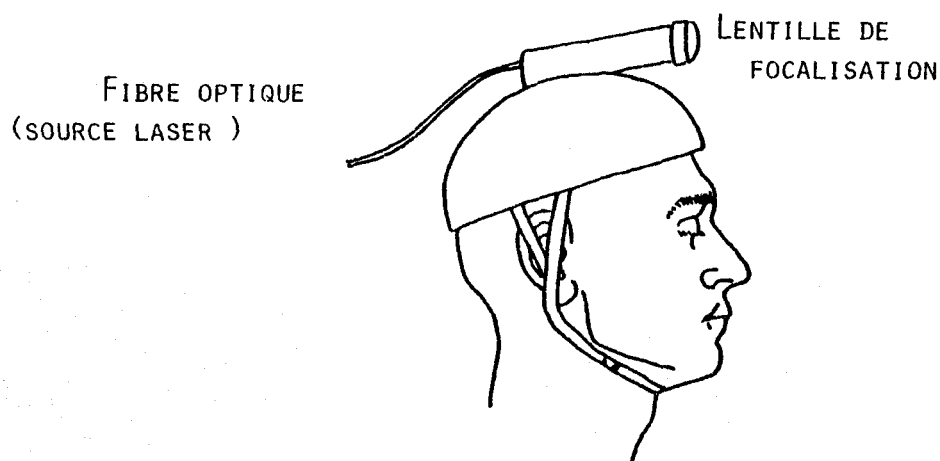


FIGURE III.9

Ce dispositif léger, fixé sur la partie supérieure d'un casque de cycliste projette sur un plan frontal un pinceau lumineux émis par une source laser et conduit par une fibre optique, une lentille optique focalise le faisceau en sortie de la fibre afin de produire sur le plan situé à 115 cm du sujet une tâche lumineuse sans halo de 1 cm de diamètre.



### III.2.2. DISPOSITIF EXPERIMENTAL

#### III.2.2.1. CABINE EXPERIMENTALE

Pour diminuer les perturbations visuelles et sonores, il est nécessaire d'utiliser un site expérimental approprié (Figure III.10). La face semi-cylindrique de la cabine expérimentale fournit un support de présentation des stimulus visuels d'entrée. Un siège réglable dont le pivot coïncide avec l'axe vertical du demi-cylindre permet de placer la ligne des yeux de l'opérateur sur l'axe horizontal à hauteur de la rampe des stimulus visuels. La distance séparant le plan frontal du sujet au plan semi-cylindrique est de 115 cm.

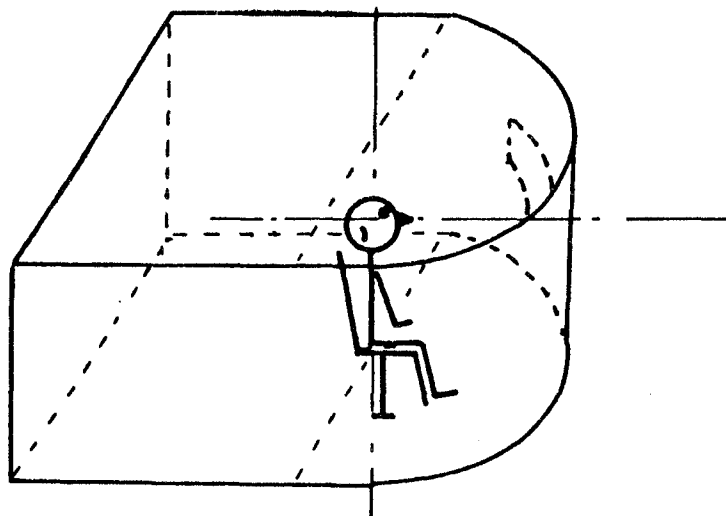


Figure III.10 Cabine expérimentale.

L'éclairage intérieur de la cabine expérimentale n'entraîne aucune perturbation particulière sur le pouvoir de différenciation visuelle entre le stimulus d'entrée et le retour d'information.

#### III. 2.2.2. LES STIMULUS VISUELS

Les stimulus visuels sont présentés sur une rampe horizontale placée sur la face semi-cylindrique de la cabine expérimentale. Ces stimulus sont générés à partir de lampes au néon rouge espacées les unes des

autres de 15 degrés. Le champ visuel périphérique ainsi établi, s'étend de 90 degrés vers la droite et vers la gauche; la lampe centrale qui définit la position de repos est placée sur le plan horizontal passant par la ligne yeux du sujet.

La figure III.11 représente la disposition des lampes par rapport à la tête du sujet.

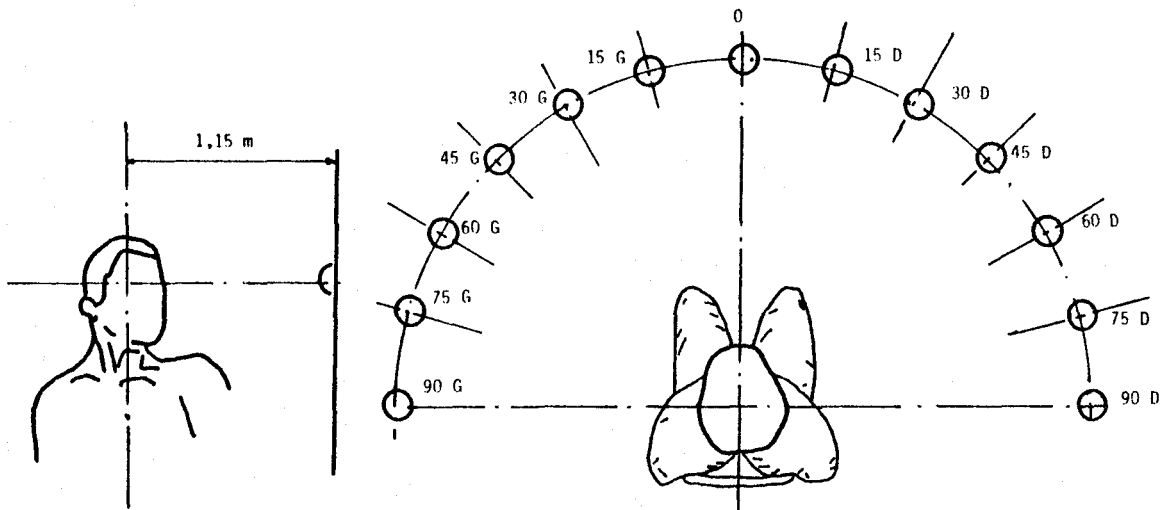


Figure III.11

La séquence d'entrée est composée de six stimulus visuels dont l'amplitude angulaire s'accroît de 15 degrés à chaque incrémentation, elle est définie préalablement pour des rotations vers la droite ou vers la gauche.

Seule la composante d'amplitude angulaire  $\theta_e$  varie tandis que les valeurs de  $V_e$  et D.F. sont fixées lors de l'élaboration de la séquence. La figure III.12 représente schématiquement une séquence d'entrée pour  $\theta_e$  variant de 15 à 90 degrés vers la droite.

SEQUENCE D'ENTREE POUR  $\theta_e$  VARIANT DE 15 A 90°

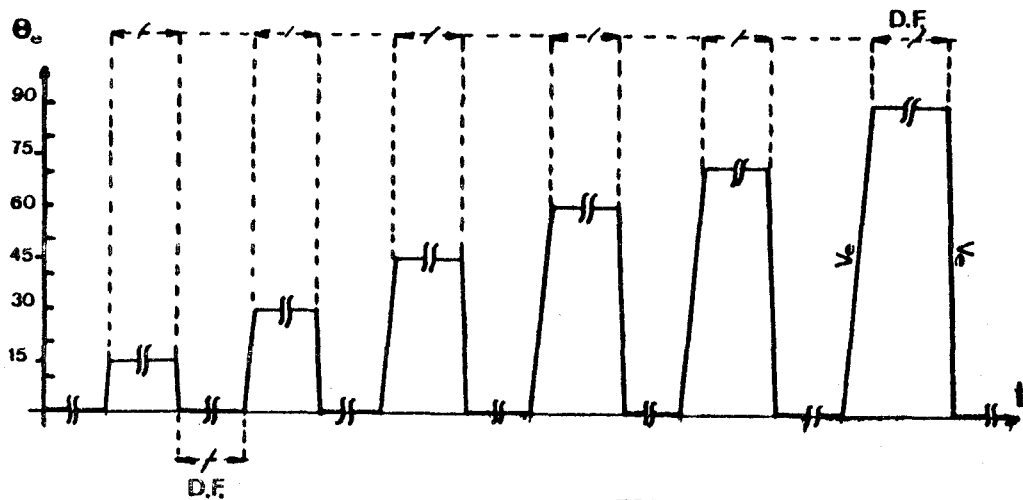


FIGURE III.12

DF : DUREE DE FIXATION  
Ve : VITESSE D'EXECUTION

L'ensemble du mouvement de rotation développé par la réponse céphalique à des stimulus visuels, a pour particularité de présenter des phases statiques supérieures aux phases dynamiques; de ce fait les réponses céphaliques peuvent s'approximer à des réponses à des échelons de position angulaire avec un retour en position initiale.

La vitesse d'exécution du mouvement de rotation céphalique dépend de la composante d'entrée  $V_e$  (matérialisée par l'allumage successif des lampes intermédiaires à la position angulaire finale).

La figure III.13 montre un exemple de rotation de la tête pour  $\theta_e$  de 45 degrés vers la droite.

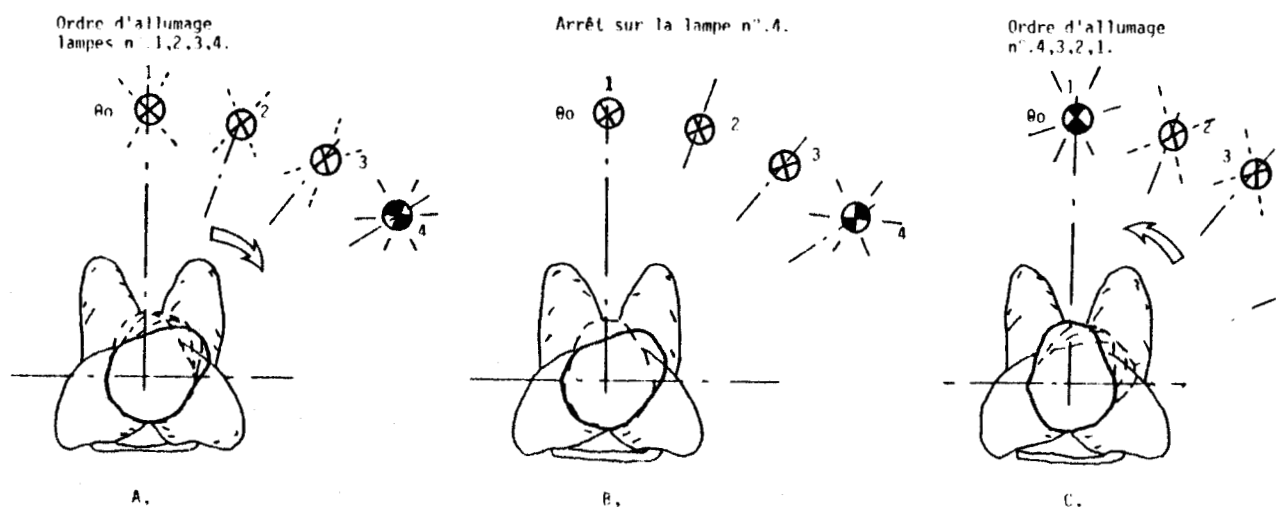


Figure III.13

- a, représente la phase dynamique du mouvement aller, elle est caractérisée par l'allumage successif des lampes 0, 15, 30 et 45 degrés.
- b, est la phase statique active, déterminée par l'allumage prolongé de la lampe située à 45° pendant une durée D.F..
- c, représente la seconde phase dynamique et aboutit à l'exécution du mouvement de retour à la position initiale.

En vue d'une étude statistique des résultats et pour améliorer le rapport signal sur bruit (DJAFARI, 1980), chaque séquence est répétée onze fois de suite par sujet.

- Génération informatique des stimulus visuels :

La génération des stimulus visuels est effectuée sur calculateurs, l'algorithme permettant la mise en oeuvre d'une séquence d'entrée se

trouve en annexe, les différents paramètres caractérisant la séquence sont mémorisés sur disquette magnétique.

### III.2.2.3. MESURE DES MOUVEMENTS PARASITES

Afin de vérifier que le mouvement de rotation céphalique dans le plan horizontal ne comporte pas de composante dans les deux axes de l'espace, une mesure des déplacements de latéro-flexion et de flexion extension est constamment effectuée à l'aide de deux accéléromètres linéaires disposés convenablement sur le casque solidaire de la tête du sujet (figure III.14).

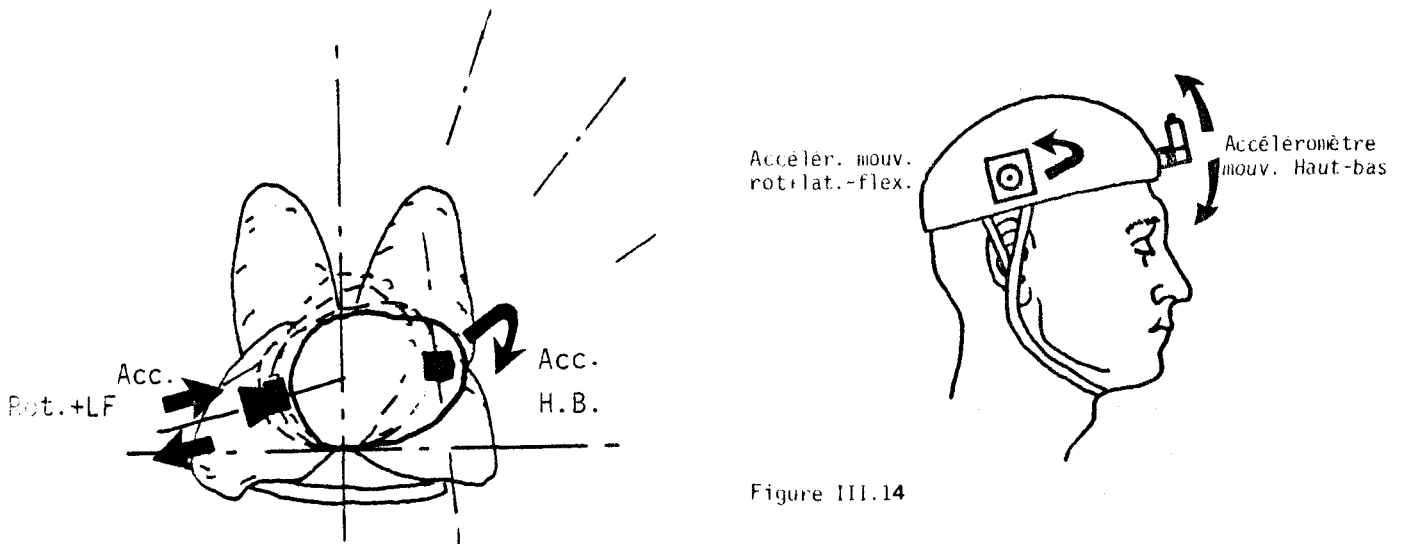


Figure III.14

L'information délivrée par les capteurs est ensuite comparée à un niveau de seuil correspondant à une accélération de  $10 \text{ m/s}^2$ , la valeur de sortie du comparateur quantifie les mouvements parasites.

#### III.2.2.4. CHAINE DE MESURE

Le grand nombre de signaux à relever n'autorise pas un stockage numérique en temps réel; on a recours pour l'acquisition à un enregistreur magnétique, le traitement informatique est effectué ultérieurement.

Les principaux signaux analysés sont essentiellement les signaux d'E.M.G. relevés sur les S.C.M. droit et gauche, ainsi que l'amplitude  $\theta_s$  des mouvements angulaires de la tête.

Le relevé de la composante  $\theta_s$  devant être très précis nous avons été amenés à élaborer un capteur angulaire dont les caractéristiques sont présentées dans le paragraphe suivant (NIEL, 1981).

##### III.2.2.4.1. CAPTEUR ANGULAIRE SONOMETRIQUE

L'étude biomécanique des mouvements angulaires nécessite l'utilisation d'un capteur de déplacement dont les qualités généralement souhaitées sont d'introduire des contraintes expérimentales minimales, ainsi que de présenter une masse mobile négligeable de manière à sauvegarder la dynamique originelle du mouvement.

Dans le cadre plus particulier de l'étude des mouvements céphaliques, nous avons été amenés à écarter l'emploi des dispositifs de mesure classiques (potentiométriques, accélérométriques ; BARNES, 1978, ROBINSON, 1976) et à élaborer un capteur simple des mouvements de rotation (de la tête) répondant aux exigences citées.

Les mesures effectuées dans cette application particulière ont permis de définir les performances d'un dispositif qui pourra être avantageusement utilisé dans l'analyse de certains autres mouvements de rotation.

##### - Principe de mesure

Le principe de mesure du dispositif présenté est déterminé par la relation géométrique liant la position angulaire de la tête vis-à-vis

d'un point fixe. La mesure du retard de réception, observé entre deux points diamétralement opposés de la tête, d'une onde sonore issue d'une source fixe située à la périphérie du champ expérimental, caractérise la position angulaire (voir figure III.15).

Pour un mouvement rotatif pur dans le plan contenant la source sonore, la différence de marche de l'onde sonore évolue quasi-linéairement en fonction de l'angle de rotation jusqu'aux valeurs maximales du mouvement céphalique.

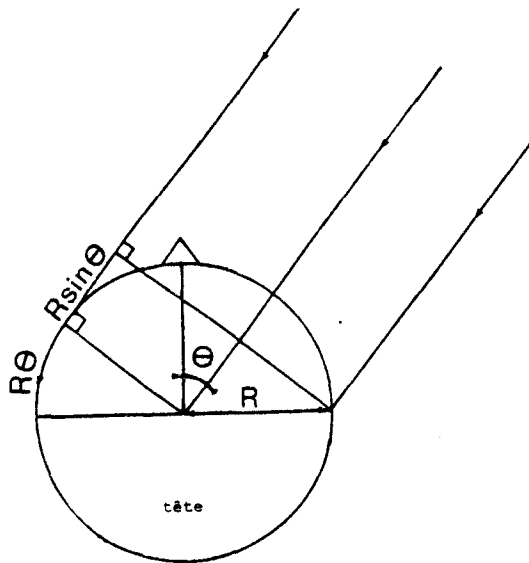


Figure III.15 CONFIGURATION GEOMETRIQUE PRINCIPE DE LA MESURE ANGULAIRE.

La relation géométrique est, pour une distance "source sonore-tête" supérieure au mètre, du type :

$$T = \frac{R}{c} (\theta + \sin\theta)$$

T : retard dû à la différence de marche

R : demi-distance entre les 2 points de réception

c : vitesse de propagation du son dans l'air

$\theta$  : position angulaire de la tête par rapport à l'emplacement de la source.

- Dispositif :

La mesure du retard de réception (0 à 600  $\mu$ s) de "clics" sonores émis périodiquement (14 Hz) s'effectue à l'aide de deux microphones miniatures solidaires de la tête du sujet et d'un dispositif de technologie hybride simple fournissant un signal électrique bipolaire (rotation droite/gauche dans un mouvement horizontal) représentatif du retard de réception détecté et, partant de la position angulaire de la tête par rapport à la source sonore.

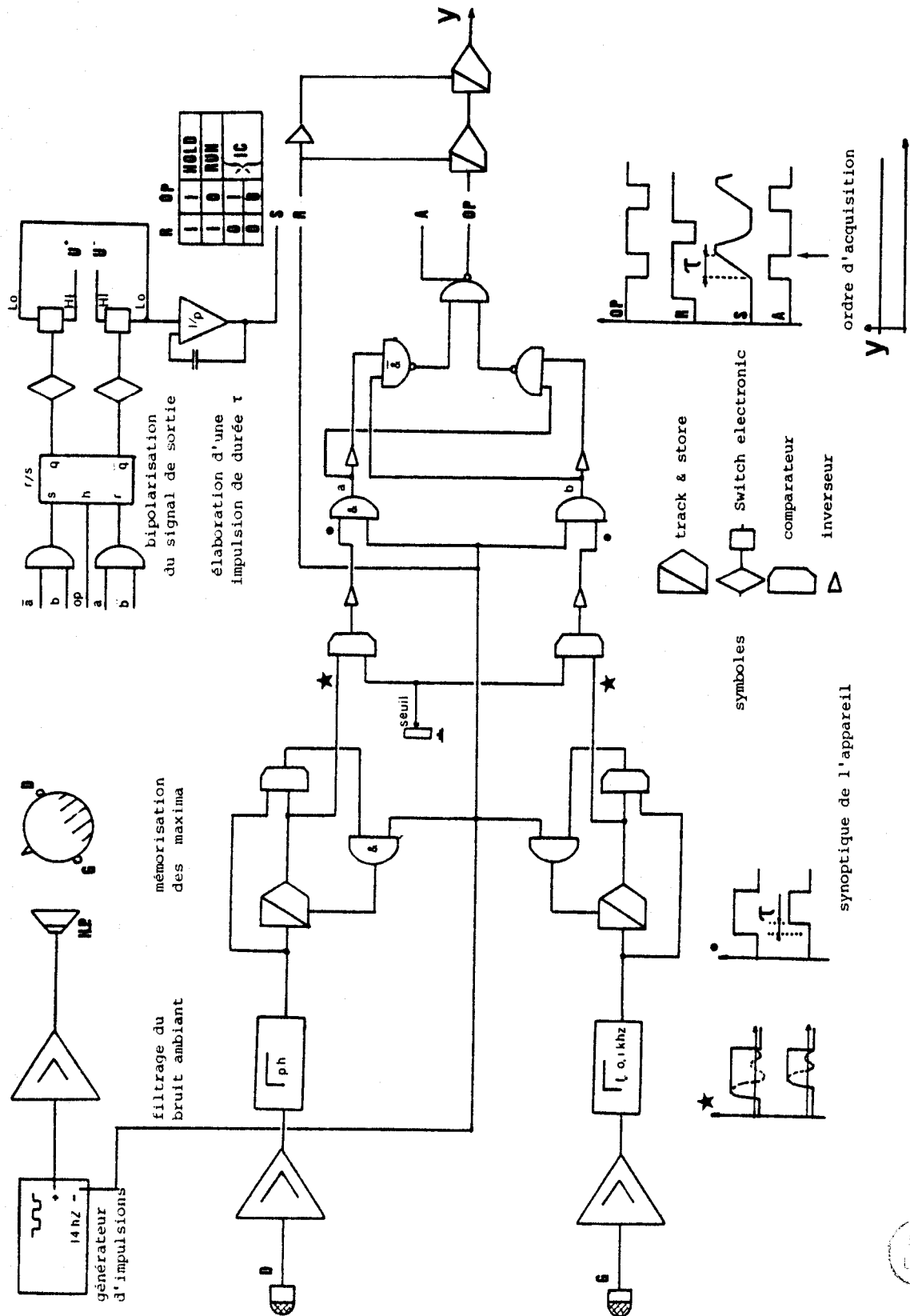


Figure III.16 SYNOPTIQUE GENERAL DU DISPOSITIF





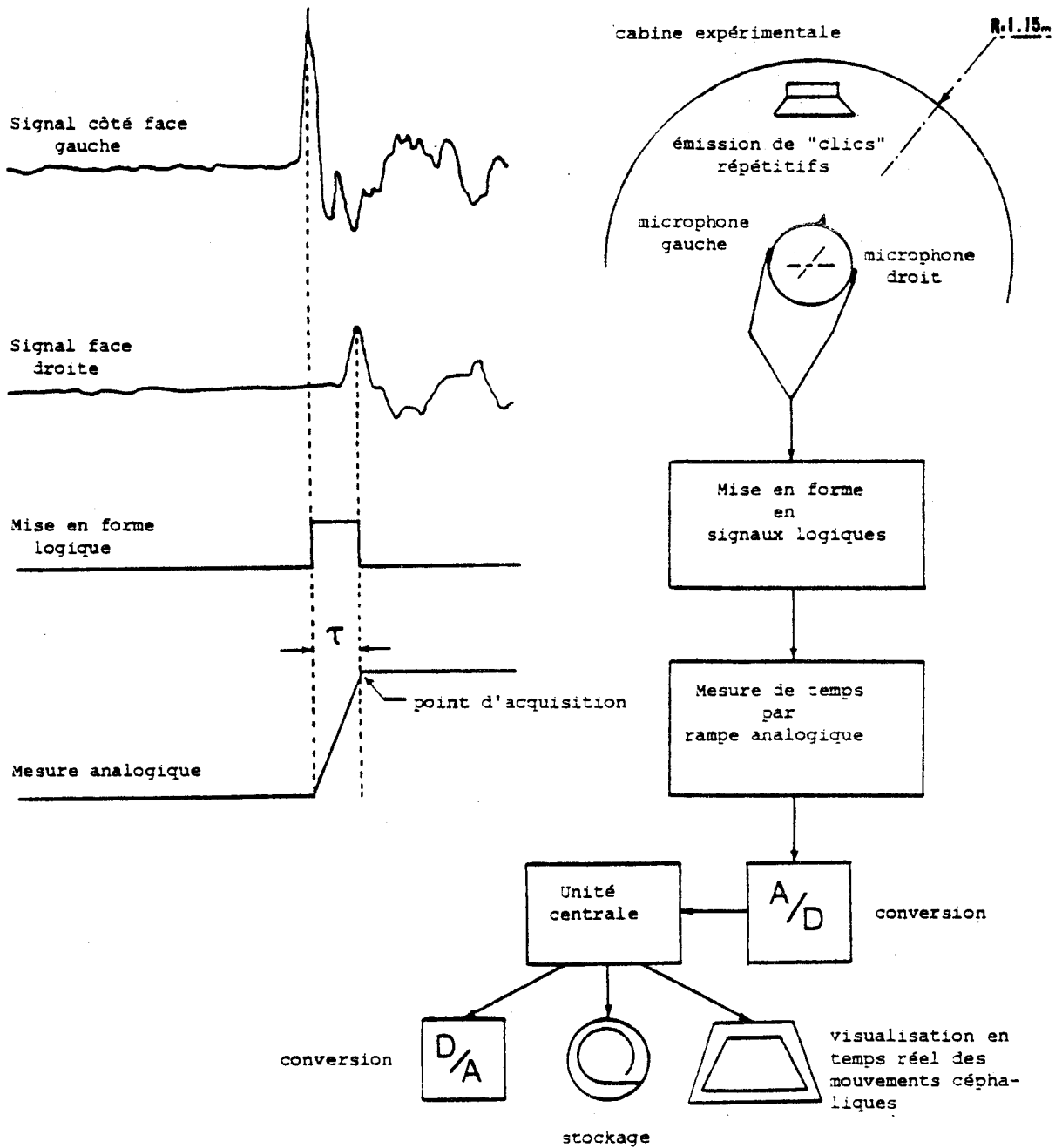


Figure III.17 SCHEMA DE PRINCIPE DU DISPOSITIF DE MESURE ANGULAIRE.

On trouvera ci-joint le synoptique de l'appareil. La détection consiste en la mémorisation sur les deux voies du maximum de signal sonore reçu et la génération d'un niveau logique de durée égale au retard de réception. La conversion en tension électrique de ce retard est assurée par l'intégration sur la durée correspondante d'un niveau constant.

- Etalonnage et caractéristiques :

- Etalonnage :

Le capteur des mouvements céphaliques ayant été préalablement disposé sur une tête artificielle laissée libre en rotation dans le plan horizontal autour d'un point fixe, la procédure d'étalonnage a consisté à relever la valeur de l'information de sortie délivrée par le dispositif pour une rotation de  $\pm 90^\circ$ , avec un pas de mesure de  $7,5 d^\circ$  (mesure d'angle déterminée graphiquement par rapport au centre de rotation).

Sur la figure III.18 est représentée la caractéristique d'étalonnage relevée dans le domaine de rotation de  $\pm 90 d^\circ$ .

On retrouve de part et d'autre de l'axe des abscisses, une progression linéaire de la courbe jusqu'aux valeurs d'angle de  $50 d^\circ$ , suivie d'une saturation fortement marquée pour des rotations supérieures à  $60 d^\circ$ .

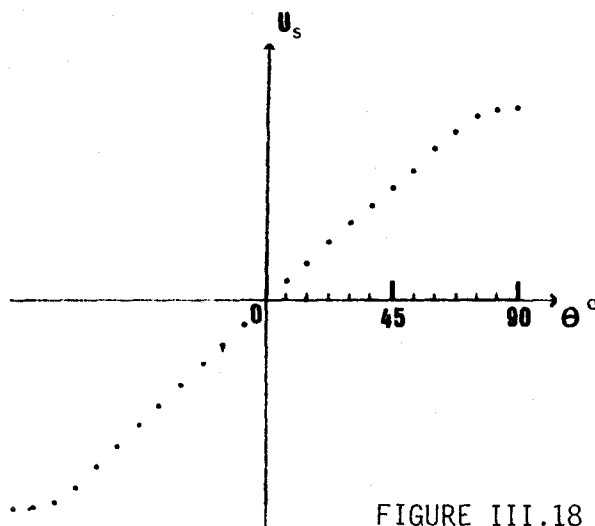


FIGURE III.18

CARACTERISTIQUE D'ETALONNAGE POUR UN ANGLE DE ROTATION MAXIMUM DE  $\pm 90 d^\circ$

On reporte en ordonnée une grandeur proportionnelle au niveau de sortie du dispositif de mesure.

- Caractéristiques de fonctionnement :

-Mesure :

La sensibilité de la chaîne de mesure est fixée par la pente de la rampe analogique utilisée pour la conversion et tension du retard de réception détecté. La valeur de  $2,5 \text{ mV/d}^\circ$  a été retenue pour la mesure des rotations céphaliques jusqu'aux amplitudes physiologiques maximales (partie linéaire de la caractéristique d'étalonnage).

L'augmentation de la pente de la rampe de détection permet d'accroître la sensibilité du capteur au détriment de l'amplitude des rotations mesurables. La figure III.19 montre que l'effet de loupe ainsi obtenu sur l'enregistrement, facilite l'appréhension des "minimouvements" céphaliques avec une sensibilité dix fois supérieure, soit  $25 \text{ mV/d}^\circ$ .

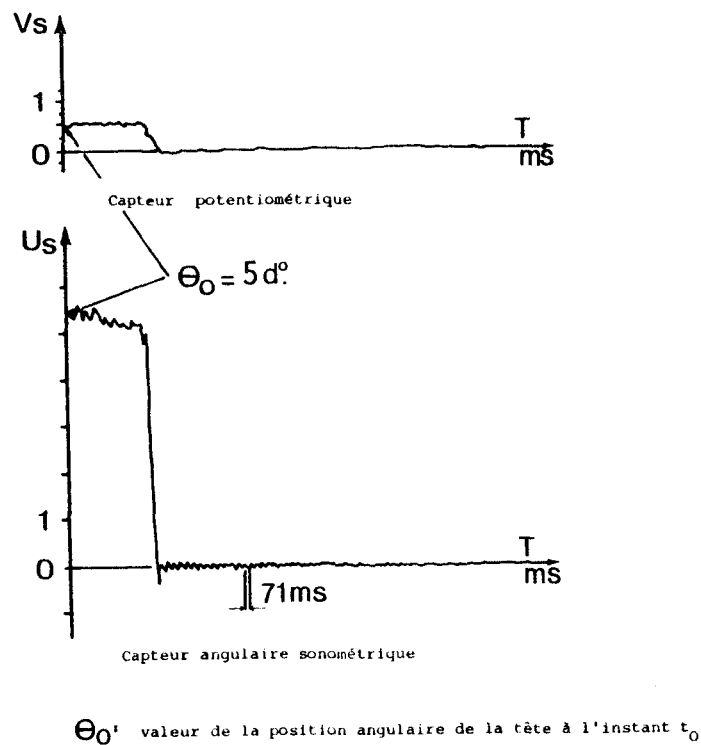


FIGURE III.19

Enfin la précision angulaire du capteur est déterminée par le bruit électronique du dispositif de détection. La tête étant fixe (tête artificielle), le bruit de mesure observé correspond à une valeur d'angle inférieure à  $0,3 \text{ d}^\circ$ .

- Environnement expérimental sonore :

La nature sonore du signal soumis à détection, nécessite une limitation du bruit ambiant. Pour un signal sonore émis au niveau  $75 \text{ dB}_A$ , le capteur fonctionne dans un bruit ambiant n'excédant pas  $65 \text{ dB}_A$ . Le niveau sonore auquel le sujet est soumis vaut alors  $68 \text{ dB}_A$  lorsqu'il est placé à 1 mètre de la source, compte-tenu de la caractéristique fréquentielle de la perception auditive (pondération "A", norme CEI 651).

- Relevés expérimentaux :

Les diverses réponses harmoniques relevées ont permis de vérifier la linéarité dynamique du capteur. L'enregistrement présenté figure III.20, correspond à la réponse céphalique à un échelon de position angulaire d'un sujet placé à 1 m 15 de la source sonore, dans une cabine expérimentale non particulièrement anéchoïque. Cette caractéristique indiciaire indique un bruit de mesure faible en régime établi, bruit ne comportant pas de composante d'origine mécanique.

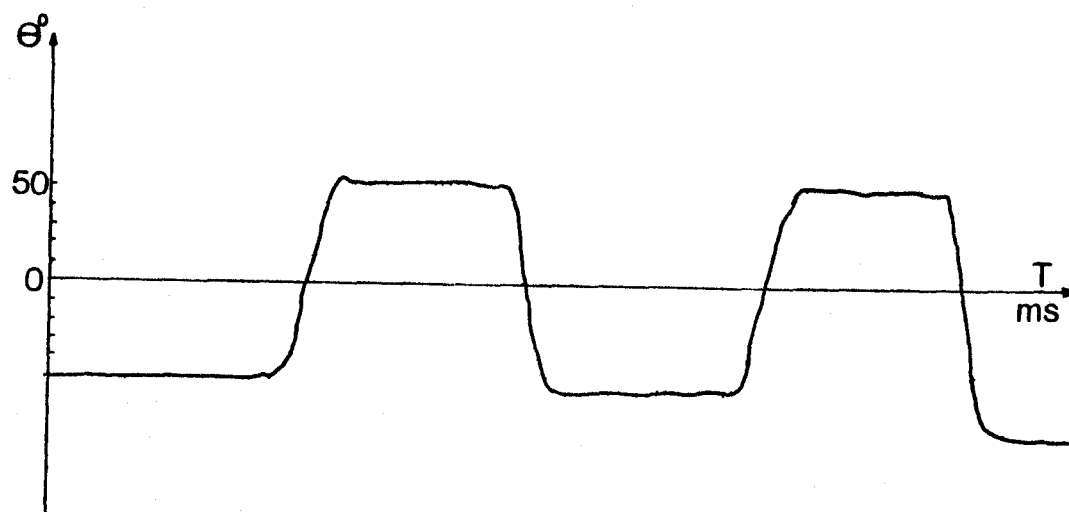


FIGURE III.20

- Influence des dérives posturales :

Il était important de dénoncer les perturbations apportées aux mesures lorsqu'intervient un déplacement du centre de rotation du mouvement.

Chacune des trois dérives posturales indépendantes (translation droite-gauche, avant-arrière, haut-bas) établit une nouvelle configuration géométrique de propagation de l'onde sonore introduisant un biais de mesure lors de la déviation de la position angulaire.

L'erreur de mesure induite par une dérive maximale de 8 cm dans les trois directions par rapport à la position originale du centre de rotation, reste inférieure au degré. L'influence de dérives perturbatrices du mouvement rotatif sur la mesure reste donc faible. L'effet limité des dérives posturales sur la validité des mesures, permet l'utilisation d'un protocole expérimental peu contraignant.

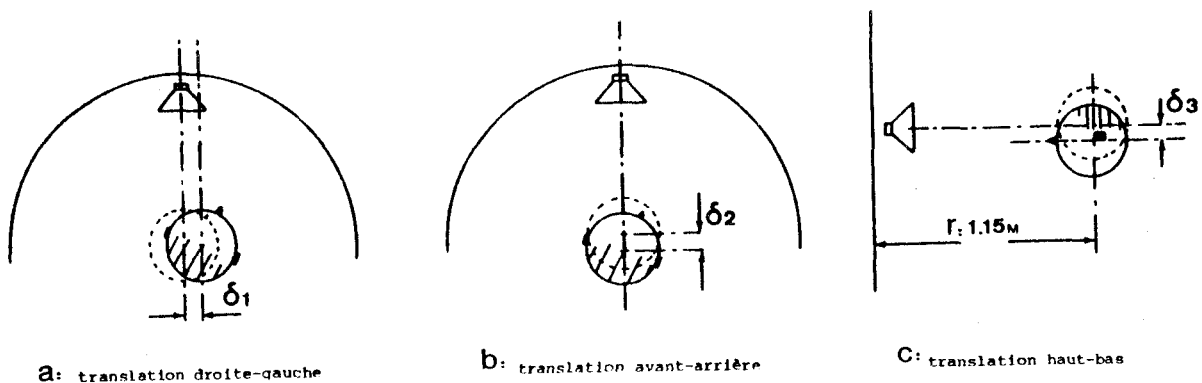


FIGURE III.21

- Remarques :

Le capteur angulaire réalisé présente les qualités recherchées de faible masse rapportée (de l'ordre de 50 g) et de précision satisfaisante ( $0,3d^\circ$ ). Cette précision permet une détection de mini-mouvements de rotation qui peut être exploitée dans l'observation de certaines pathologies neuromusculaires.

L'utilisation du capteur initialement prévu et mis au point pour la mesure des mouvements céphaliques de rotation, peut être étendue à l'étude biomécanique d'autres mouvements de rotation, sous réserve que la source sonore utilisée appartienne au plan du mouvement.

Le développement du dispositif actuel permet la mesure simultanée de plusieurs mouvements indépendants, par l'insertion de transducteurs récepteurs supplémentaires ainsi que la transposition dans le domaine des fréquences inaudibles des caractéristiques de la source sonore utilisée, de manière à minimiser les perturbations du comportement d'origine auditive.

Le niveau sonore des clics ne peut gêner le bon accomplissement du mouvement demandé; il est en effet bien en dessous du niveau à partir duquel des perturbations vestibulaires troubleraient le mouvement, comme le précise TOUPET (1981).

#### III.2.2.4.2. ENREGISTREMENT DU SIGNAL E.M.G.

Les électrodes utilisées pour le recueil des potentiels d'action des unités motrices des muscles du S.C.M. sont des électrodes de surface de type Beckmann, constituées de disque à chlorure d'argent d'un diamètre de 11 mm. La tension de seuil de détection se situe en dessous de  $250 \mu V$ , l'impédance du système électrode-peau est d'environ  $500 \Omega$ .

Les électrodes sont appliquées (chapitre II §.2) en regard des S.C.M. droit et gauche en choisissant une distance de 2 cm par rapport aux attaches mastoïdales du muscle (voir § III.1.3.) et en respectant une distance de 2cm entre les deux électrodes. Pour diminuer les fluctuations de la ligne de base du signal E.M.G. et afin d'éliminer les bruits parasites, on utilise un filtre passe-bande avant l'amplification dont la limite inférieure de la bande passante est de 5Hz et la limite supérieure de 1KHz.

L'amplificateur des signaux E.M.G. a une impédance d'entrée de 50 M  $\Omega$  sur les deux voies, le bruit ramené à l'entrée n'excède pas 2  $\mu$ V, la bande passante à 6 dB est de 2 KHz et enfin son impédance de sortie est inférieure à 100  $\Omega$ .

Les mesures préliminaires ont montré qu'il était nécessaire d'utiliser un filtre réjecteur de 50 Hz pour que les relevés soient exploitables.

### III.2.3. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le protocole expérimental a été établi pour relever les réponses céphaliques d'un opérateur humain à une séquence de stimulus visuels.

L'opérateur est installé dans la cabine expérimentale, la ligne des épaules est rendue solidaire au dossier du siège par l'utilisation de deux sangles dorsales et d'une sangle ventrale de façon à considérer seulement les déplacements de la région tête-cou.

Le casque étant fixé sur la tête du sujet, on procède ensuite à l'alignement de la ligne des yeux avec la rampe horizontale supportant les stimulus visuels (voir § III.2.2.2.). Le sujet est ainsi considéré en posture normale, qu'il peut maintenir sans fatigue excessive pendant les 15 minutes de l'expérience.

Après l'application des électrodes on procède à une série de mesures d'étalonnage suivant le plan de rotation horizontal; puis l'expérimentateur donne la consigne à l'opérateur de fixer la stimulation de référence, et l'expérience peut débiter.

#### III.2.3.1. TACHE DE L'OPERATEUR

L'opérateur a pour seule consigne de suivre le plus fidèlement possible le stimulus visuel qui lui est présenté, de plus il connaît à l'avance la nature des séquences qui lui sont proposées.

Lorsque le sujet est soumis à deux expérimentations, la première est suivie d'une période de repos de 5 mn environ (on estime généralement que le sujet est de nouveau en bonne condition physique après une période de 3 mn). Aucun sujet ne subit plus de deux expériences au cours d'une même journée.

#### III.2.3.2. CONDUITE INFORMATIQUE DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le calculateur génère la séquence de stimulation visuelle ; il émet également un signal synchronisé sur les stimulus, nécessaire au dépouillement en temps différé des enregistrements. La figure III.22 illustre la procédure informatique du protocole expérimental.



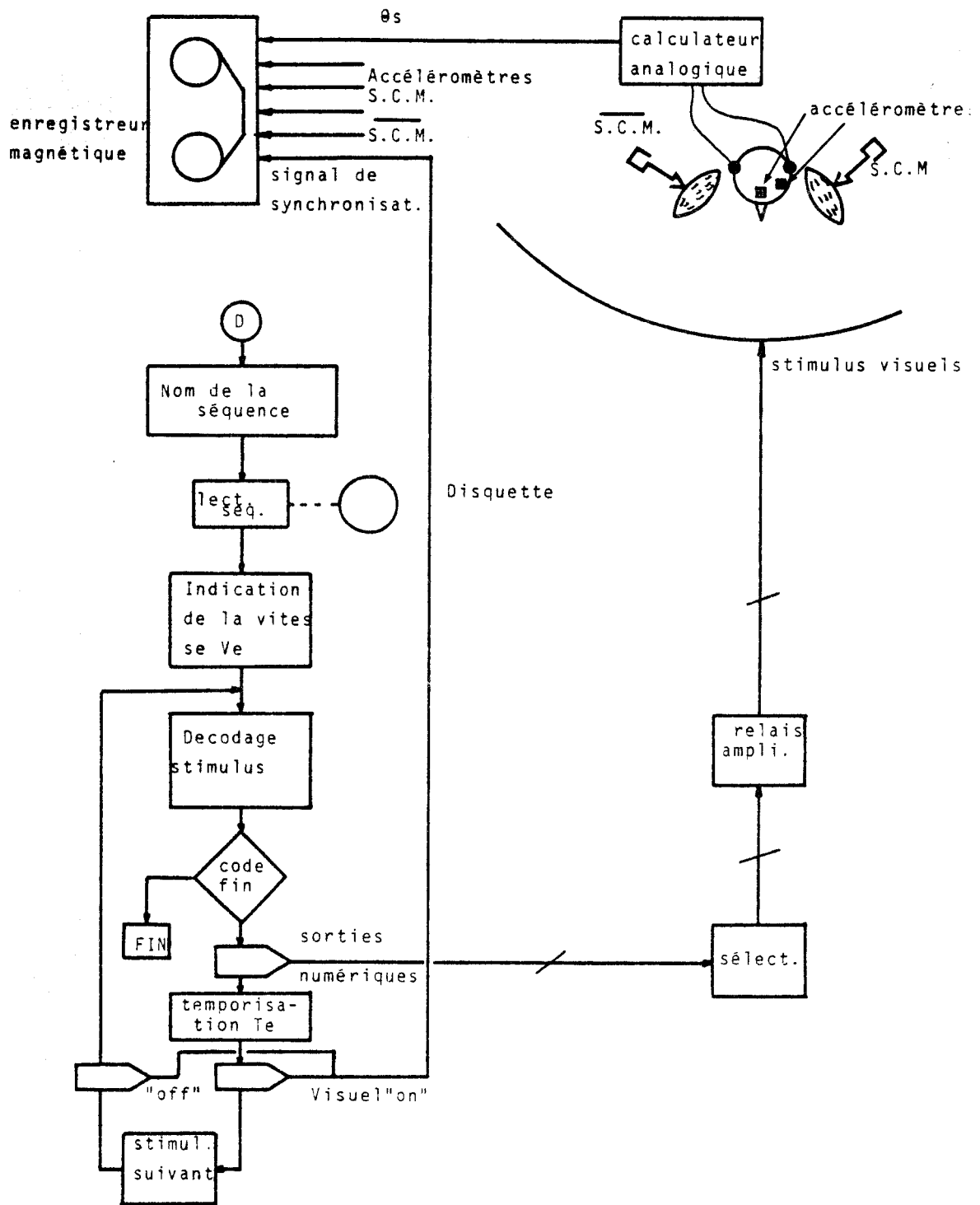


Figure III.22

BUS  
LILLE

Parmi les trois paramètres composant le stimulus visuel, deux sont définis lors de l'élaboration de la séquence d'entrée (voir § III.2.1.1.). C'est au début de l'expérimentation qu'est définie  $V_e$  proportionnellement à la temporisation  $t_e$  indiquée sur la figure III.22. Le décodage des paramètres des stimulus d'entrée a pour effet de sélectionner par l'intermédiaire des sorties numériques du calculateur, un relais électronique validant ainsi une sortie visuelle.

Les signaux enregistrés sur bande magnétique sont :

- les signaux d'E.M.G. désignés par S.C.M. et  $\overline{\text{S.C.M.}}$  pour les muscles agonistes et antagonistes ;
- les informations concernant les mouvements parasites de latéflexion et de flexion-extension ;
- le signal de synchronisation ;
- et enfin le signal  $\theta_s$  proportionnel aux mouvements de rotation dans le plan horizontal.

#### III.2.4. DEFINITION DES ENTREES ET DES SORTIES DU SYSTEME CORRESPONDANT AUX MOUVEMENTS FORCES

Afin de stimuler une activité musculaire des S.C.M. agonistes et antagonistes, on oppose une force de résistance d'intensité variable, au mouvement de rotation dans le plan horizontal. Le but de cette stimulation est de quantifier l'activité musculaire en fonction de l'amplitude de la force de résistance.

##### III.2.4.1. LES ENTREES

Trois paramètres définissent les nouvelles entrées ; il s'agit de la position angulaire de la tête  $\theta_e$ , la durée de la contraction D.E. et l'intensité de la force de résistance  $F_r$ .

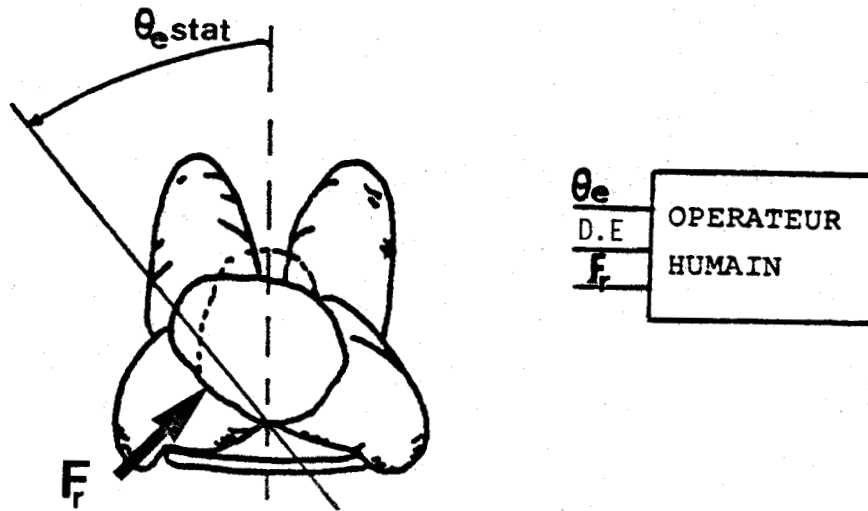


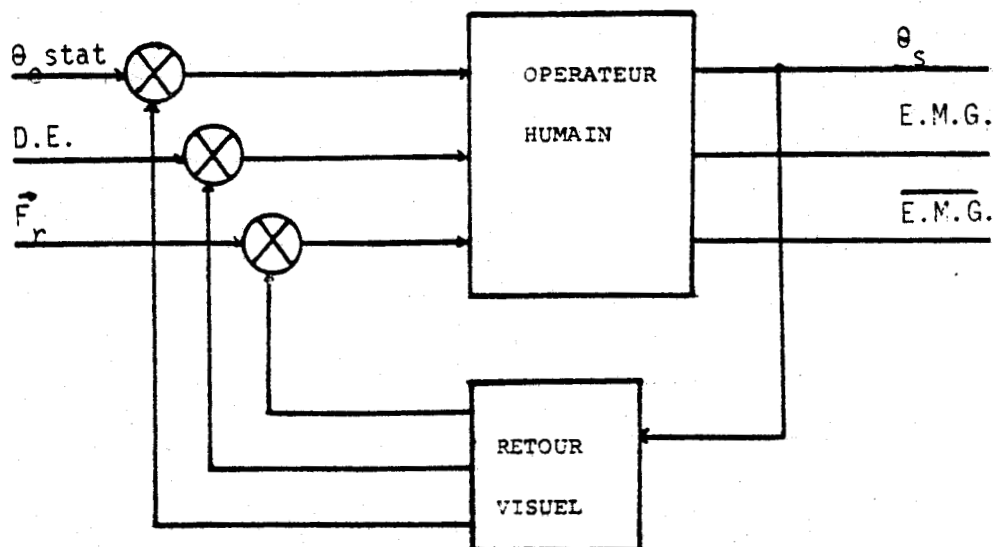
FIGURE III.23

### III.2.4.2. LES SORTIES

Les sorties du système sont identiques à celles définies au §III.2.1.2.. De même l'opérateur humain disposera du retour d'information visuel lui permettant à tout moment de corriger la position angulaire de sa tête.

### III.2.4.3. REPRESENTATION DU PROCESSUS EN BOUCLE FERMÉE

Aux entrées et sorties ainsi définies correspond le processus présenté sur la figure III.24.



#### III.2.4.4. MESURE DE LA FORCE DE RESISTANCE

La tête se trouvant dans une position angulaire définie, on applique au niveau de la région temporale du sujet une force opposée au mouvement de rotation, par l'intermédiaire d'une barre flexible.

La figure III.25 représente le point d'application de la force  $\vec{F}_r$  s'opposant à un mouvement de rotation de la tête vers le côté gauche.

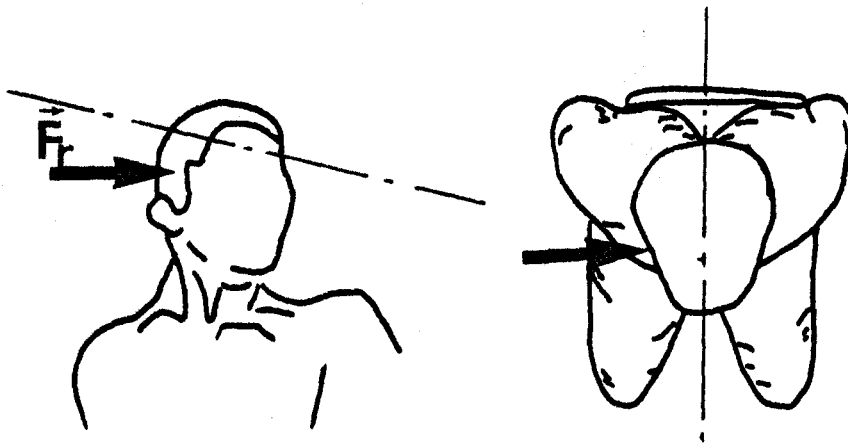


FIGURE III.25

Des jauges de contrainte montées en différentiel, sont disposées sous une tige en plexiglas dont la flexion est proportionnelle à la force agissant sur la tempe du sujet. Les signaux délivrés par les jauges de contrainte sont mis en forme et amplifiés en utilisant un pont de mesure; ils quantifient la flexion de la tige.

#### III.2.5. LE PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le sujet est installé dans la cabine expérimentale, comme indiqué au § III.2.3. la ligne des yeux étant dans le plan horizontal à la hauteur de la rampe constituée par les lampes au néon.

### III.2.5.1. TACHE DE L'OPERATEUR

La consigne donnée à l'opérateur est de maintenir sa tête à la position angulaire définie par  $\theta_e$  alors qu'il est contraint de s'opposer à une tension.

L'action relative à l'application de la force sur la face latérale de la tête du sujet est représentée par la figure III.26.

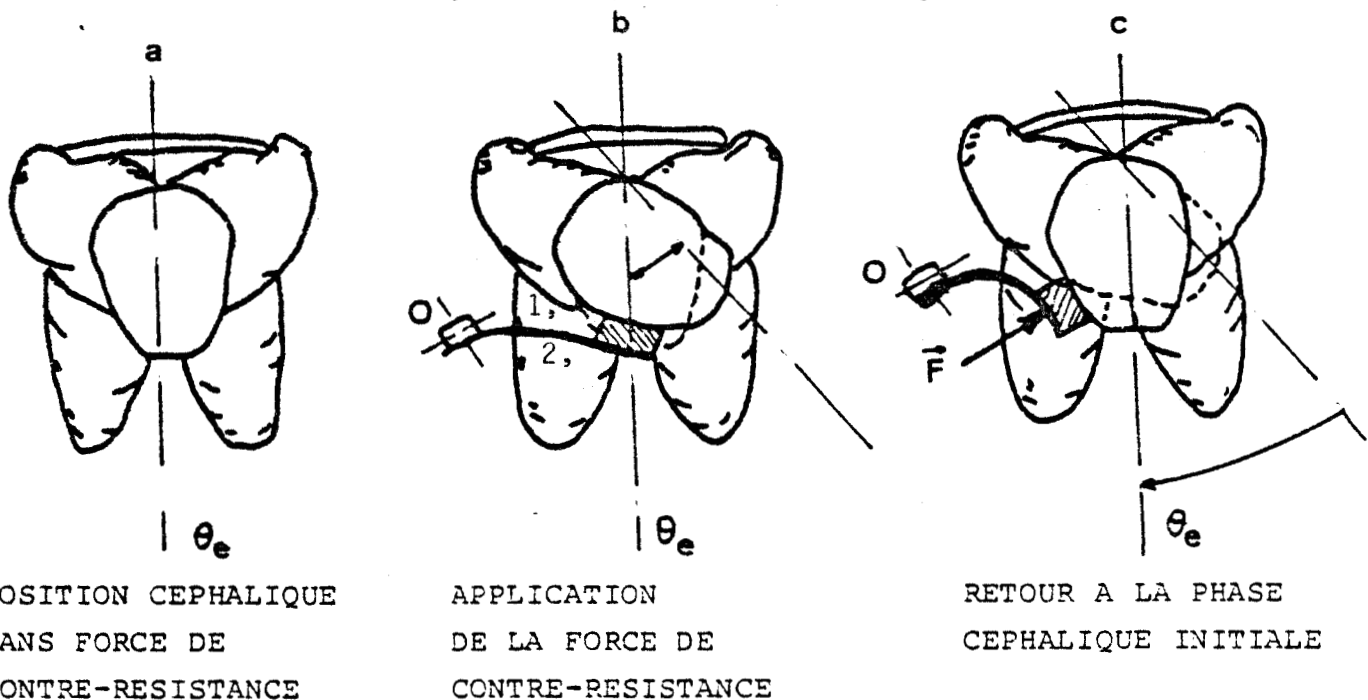


FIGURE III.26

1) et 2) indiquent la position des jauges de contrainte sur la barre flexible.

en a, : sans aucune contrainte d'opposition, le sujet fixe la lampe disposée en  $\theta_e$ .

en b, : on applique sur la tempe du sujet une barre flexible qui implique un mouvement de rotation opposé à la force induite par la flexion de la tige.

en c, : la barre opposant une résistance  $\vec{F}_r$ , le sujet doit revenir sur sa position angulaire  $\theta_e$  et maintenir cette position pendant une durée D.E..

La variation de l'intensité de la force  $\vec{F}_r$  est obtenue en déplaçant le point O où est fixée la barre flexible. Afin de s'assurer que la tête revient à la position définie par l'angle  $\theta_e$ , par un mouvement pur de rotation horizontale, un dispositif de guidage interdit les déplacements sur les axes de latéro-flexion et de flexion-extension.

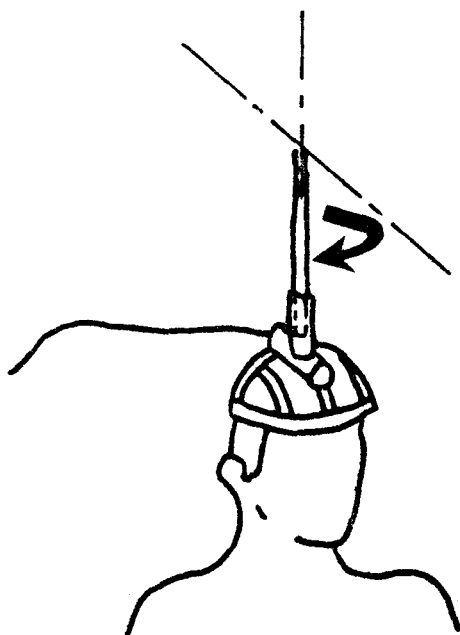


FIGURE III.27

Comme précédemment les signaux de sortie et d'entrée sont enregistrés sur bande magnétique et seront analysés en temps différé. Les signaux relevés comprennent : la position angulaire de la tête  $\theta_s$  ; les potentiels d'E.M.G. des deux sterno-cleido-mastoidiens ainsi que la force de résistance  $\vec{F}_r$ .

### III.2.6. POPULATION DES SUJETS EXPERIMENTES

Un nombre limité de sujets nous a permis de procéder à plusieurs expériences différentes les unes des autres par des modifications des stimulus d'entrée. Nous avons retenu trois sujets de sexe masculin et deux sujets de sexe féminin, âgés de 25 à 32 ans et ne présentant pas de pathologie neuro-musculaire.

CHAPITRE IV

TRAITEMENT INFORMATIQUE  
DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE

## C H A P I T R E I V

### TRAITEMENT INFORMATIQUE DU SIGNAL ELECTROMYOGRAPHIQUE

#### IV.1. Acquisition des signaux

IV.1.1. Signaux caractéristiques de la rotation céphalique en mouvement libre

IV.1.2. Acquisition des signaux lors du mouvement céphalique en contre-résistance

#### IV.2. Quantification énergétique

IV.2.1. Procédé de mesure de l'E.M.G. intégré

IV.2.2. Analyse spectrale de l'E.M.G.

IV.2.2.1. Lissage du spectre de densité de puissance

IV.2.2.2. Algorithme de calcul du spectre de densité de puissance

IV.2.2.3. Allure générale du spectre de densité de puissance

IV.2.2.4. Définition des paramètres caractérisant le spectre

#### IV.3. La réponse céphalique

IV.3.1. Temps de latence

IV.3.2. Décomposition de la réponse céphalique



Le traitement numérique d'un signal qui, à priori, se présente à nous avec une forme déterminée d'énergie non quantifiée, impose de répondre aux questions posées par :

- la numération du signal.
- le stockage des données.

Ces deux problèmes ne se posent ni séparément, ni indépendamment du signal considéré. On est amené alors à faire une première évaluation des paramètres de la numérisation et du stockage. Une connaissance globale du signal à traiter est alors très utile.

Les diverses considérations exposées ci-dessus définissant le problème de l'acquisition, la seconde étape du traitement du signal consiste à estimer les signaux acquis.

L'évaluation des enregistrements, quel que soit leur type, est la base de toute interprétation; elle nécessite la détermination de facteurs quantitatifs représentant les caractéristiques énergétiques du signal étudié.

Deux approches de quantification énergétique du signal E.M.G. sont exposées dans ce chapitre. La première fait appel à la méthode de l'intégration continue, et donne une bonne représentation du taux d'activité musculaire.

La seconde méthode repose sur l'analyse spectrale du signal E.M.G. et conduit à la détermination du spectre de densité de puissance. L'allure du spectre est révélateur de certaines caractéristiques du signal analysé. Il permet de localiser les fréquences sur lesquelles sont concentrés les maximums de puissance.

#### IV.1. ACQUISITION DES SIGNAUX

##### IV.1.1. SIGNAUX CARACTERISTIQUES DE LA ROTATION CEPHALIQUE EN MOUVEMENT LIBRE

En raison de la quantité de signaux à relever, l'acquisition a lieu en temps différé, l'enregistrement se compose des relevés des signaux suivants :

- les activités électriques (E.M.G.) des muscles du sterno-cleido-mastoidien droit (S.C.M.D.) et gauche (S.C.M.G.).
- la détection continue des mouvements parasites haut-bas (M.P.-H.B.) et de latéro-flexion (M.P.-L.F.).
- un signal de synchronisation permet une référence temporelle pour l'acquisition.
- la position angulaire de la tête, délivrée en sortie du capteur sonométrique ( $\theta_s$ ).



La figure suivante schématise la procédure d'acquisition.

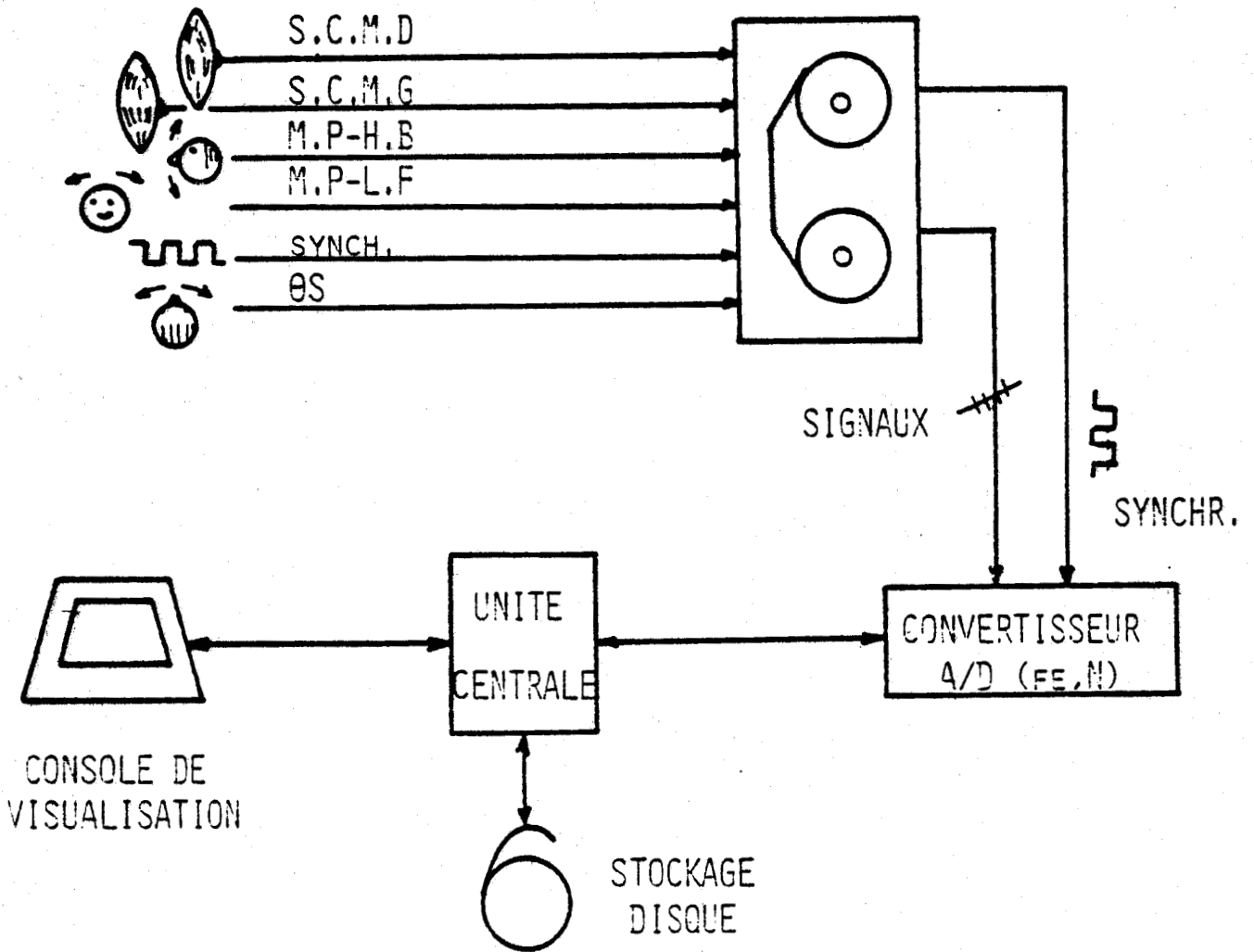


FIGURE IV. 1



Les données numérisées sont stockées en mémoire sur disque magnétique, la programmation de l'ensemble de la procédure d'acquisition est effectuée en langage assembleur.

L'absence de fréquences significatives supérieures à 100 Hz dans le spectre de densité de puissance des signaux E.M.G. a conduit à choisir des fréquences d'échantillonnage de 250 et 500 Hz suivant la vitesse d'exécution du mvt. céphalique. L'acquisition sur ordinateur numérique est programmée de manière à échantillonner les signaux électromyographiques lors de la consigne de rotation céphalique. Un signal externe (synch.) délivré par le processus de génération des stimulus visuels (voir chapitre III § 2.3.2), permet la synchronisation des stimulations et des déplacements effectifs de la tête.

La figure IV.2 représente le synoptique du processus d'acquisition des signaux E.M.G., en fonction du déplacement céphalique théorique.

Le nombre d'échantillons (N) à chaque acquisition est fixé suivant la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement; il reste invariant pour toute la série des enregistrements d'une même expérience.

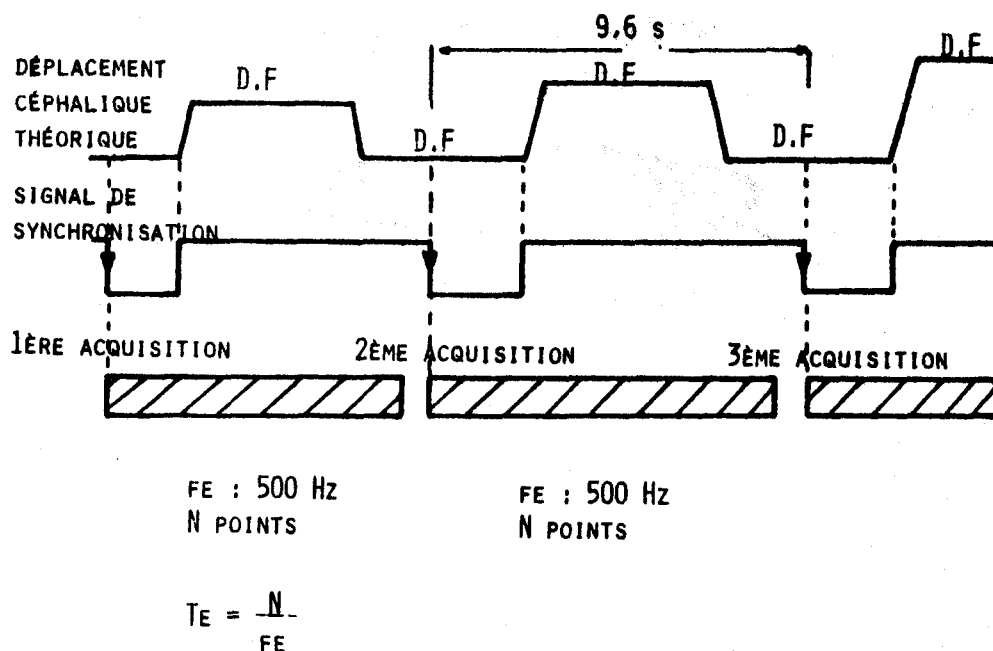


FIGURE IV. 2 PROCÉDURE D'ACQUISITION POUR  $V_e = 125 \text{ }^\circ/\text{s}$

Le nombre de points N d'échantillons fixe la fin de l'acquisition.

Rappelons que la vitesse d'exécution du mouvement de rotation de la tête est exprimée en unité de temps, proportionnelle à l'allumage de deux lampes successives composant la dynamique de la stimulation visuelle. Le nombre d'échantillons à acquérir est déterminé par rapport au temps d'exécution du mouvement céphalique d'aller et de retour.

L'enregistrement d'une réponse céphalique correspond alors à une phase de repos ou posture initiale de la tête et à une phase de travail.

Le tableau IV.3 représente, en fonction de la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement céphalique, le nombre de points relevés par acquisition.

Vitesse d'exécution d°/s	Temps d'exécution moyen s d'un m <sup>vt</sup> d'aller-retour	N.bre d'échantil- lons sur le mouve- ment d'aller-ret.	fréquence d'échantillon- nage Hz
500	2.4.	2048	500
214	5.6	2048	250
125	9.6	2048	250
83	14.4	4096	250

TABLEAU IV. 3

Signalons que la valeur de la fréquence d'échantillonnage pour des mouvements de rotation céphalique exécutés à la vitesse de 500 °/s a été fixée à 500 Hz car s'agissant du mouvement exécuté le plus rapidement; d'autre part elle a permis de noter l'absence de fréquence supérieure à 100 Hz dans le spectre de densité de puissance des signaux E.M.G..

#### IV.1.2. ACQUISITION DES SIGNAUX LORS DU MOUVEMENT CEPHALIQUE EN CONTRE-RESISTANCE

Le relevé de la valeur de la force de contre-résistance est effectué une fois que la position angulaire de la tête dans le plan horizontal,

se trouve stabilisée.

Un signal de synchronisation marque le début de l'acquisition; l'enregistrement est effectué sur bande magnétique pour une vitesse de defilement de 9.5 cm/s.

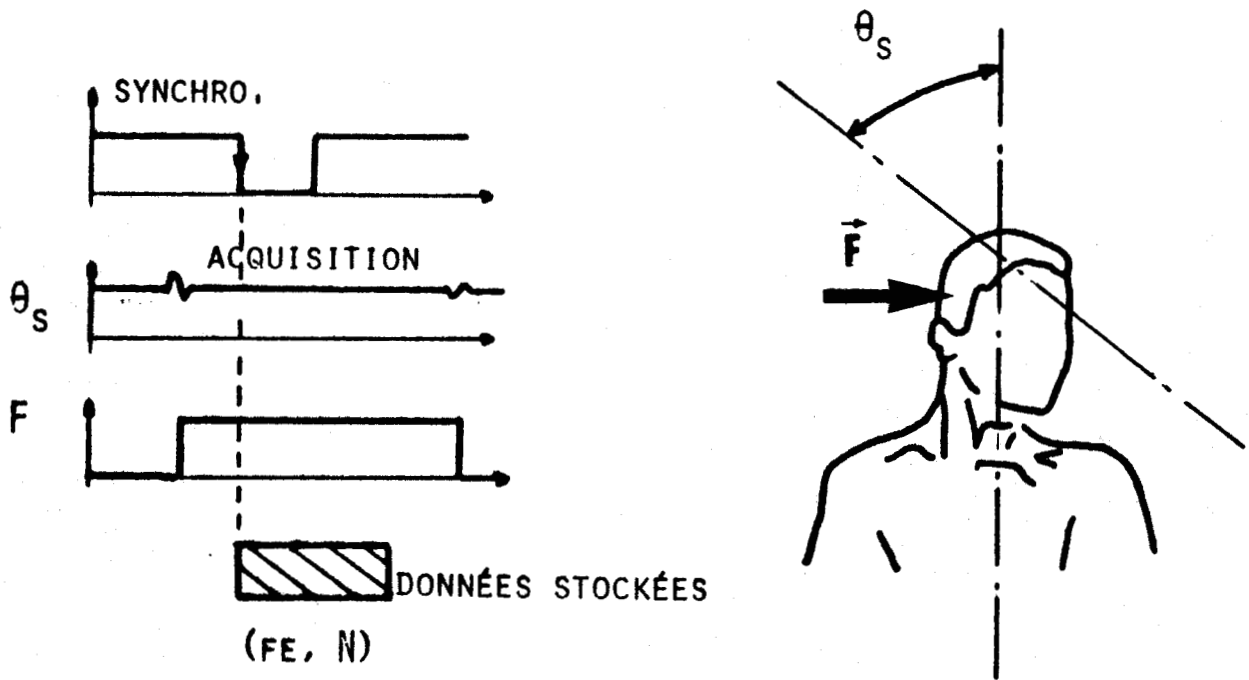


FIGURE IV. 4 PROCÉDURE D'ACQUISITION

## IV.2. QUANTIFICATION ENERGETIQUE

Les traitements informatiques effectués sur les signaux d'E.M.G. relevés, visent à mettre en évidence les paramètres énergétiques caractérisant le mouvement de rotation céphalique dans le plan horizontal.

Deux méthodes différentes d'analyses sont employées afin de déterminer l'évolution de l'activité énergétique musculaire développée par les muscles du S.C.M. lors du mouvement de rotation.

### FONCTION DE TRANSFERT DU SYSTEME TETE-COU

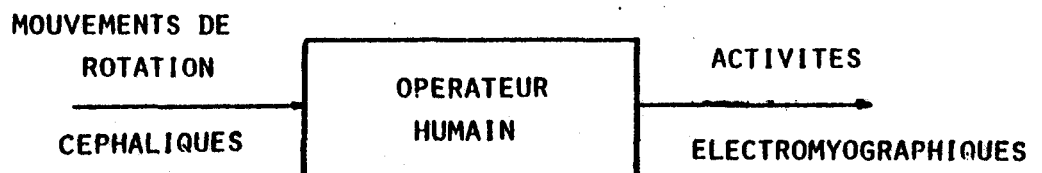


FIGURE IV.5

La première étude présentée (intégration du signal E.M.G.) permet d'évaluer point par point la caractéristique d'entrée-sortie correspondant à une valorisation de l'effort musculaire durant la contraction. La seconde étude (détermination du spectre de densité de puissance du signal E.M.G.) apporte une connaissance de la répartition fréquentielle de l'énergie.

L'intérêt de décrire le signal E.M.G. dans le domaine temporel par le biais de l'analyse de l'E.M.G. intégré et dans le domaine fréquentiel par la détermination du spectre de puissance, provient du fait que les deux descriptions se complètent afin de caractériser l'état de l'activité musculaire au cours de la rotation céphalique.

### IV.2.1. PROCEDE DE MESURE DE L'E.M.G. INTEGRE

Ce procédé relève de la définition de la densité spectrale énergétique. Le signal E.M.G. est préalablement filtré haut et bas avant d'être

amplifié (voir chapitre II §2.2 ); nous pouvons considérer ce signal comme étant l'entrée d'un filtre passe-bande de gain unité, pour toutes les fréquences comprises dans la bande,

et d'un gain nul pour les fréquences extérieures à cet intervalle.

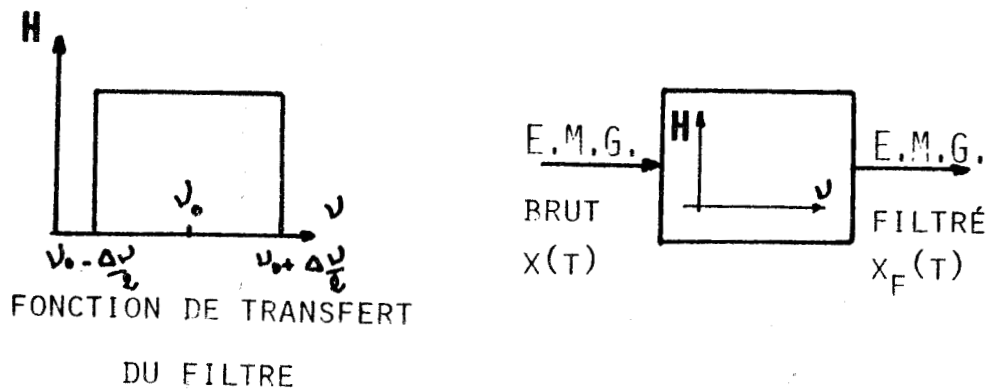


FIGURE IV. 6

Définition de la puissance moyenne sur une durée T. On la définit par

$$P ( t_0, T ) = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} ( x(t) \cdot x^*(t) ) dt$$

z ( t ) étant la quantité complexe conjuguée de x(t).

si x est réel (cas des signaux physiques)

$$P ( t_0, T ) = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} [x(t)]^2 dt$$

la puissance moyenne du signal filtré  $x_p(t)$ .

est 
$$W ( \nu_0, \Delta \nu ) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T [x_f(t)]^2 dt$$
 au terme  $\frac{1}{T}$  près équivalent à l'énergie du signal E.M.G. existant dans une longueur de bande de fréquence de  $\Delta \nu$ .



Le principe de la détermination de la quantité énergétique contenue dans le signal E.M.G. est donc formulé par le schéma ci-dessous.

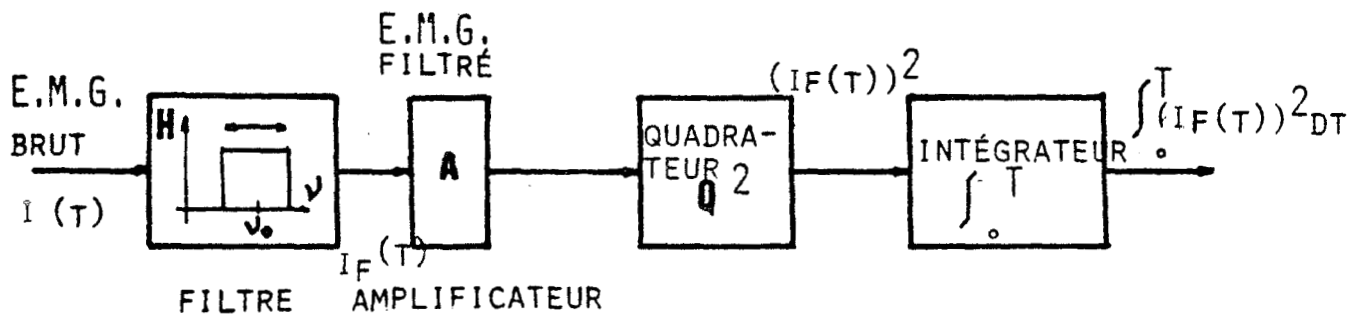


FIGURE IV.7 Schéma synoptique relatif au calcul de l'E.M.G. intégré.

L'intégration du signal E.M.G. est fréquemment utilisée; elle précise la quantification de l'activité électrique du muscle à tout instant.

Définition du paramètre énergétique d'entrée-sortie :

La caractéristique énergétique d'entrée-sortie correspondant à la détermination de la fonction liant l'E.M.G. intégré à l'amplitude angulaire du mouvement de rotation céphalique, s'obtient par le calcul du paramètre suivant.

Le module du signal E.M.G. étant intégré sur une fenêtre de temps constante, le maximum de cette valeur est ensuite moyenné sur les 10 réponses céphaliques à une même amplitude angulaire de rotation définissant une série de stimulus, le paramètre  $Q_s$  pris en compte est de la forme :

$$Q_s = \sum_1^{10} \text{Max.K.} \int_{t_0}^T I_f^2 \cdot dt$$

où

- R : représente le nombre de répétitions des stimulus d'une même amplitude angulaire,
- $t_0$  : se situe au deçà du départ de la réponse céphalique,
- T : durée d'exécution du mouvement de rotation de la tête,
- K : facteur d'échelle,
- $I_f$  : signal E.M.G. recueilli sur les S.C.M., préalablement filtré haut et bas (1 KHz, 5 Hz, 0dB) puis amplifié.

La caractéristique d'entrée-sortie définissant l'évolution de l'E.M.G. intégré est tracée en fonction de l'amplitude angulaire  $\theta_e$  du mouvement de rotation céphalique.

Ces courbes  $Q_s(\theta_e)$  représentent la progression énergétique développée par les muscles agonistes ( $Q_s$ ) et antagonistes ( $\overline{Q_s}$ ) des S.C.M., en fonction de l'accroissement de l'amplitude des mouvements de rotation de la tête.

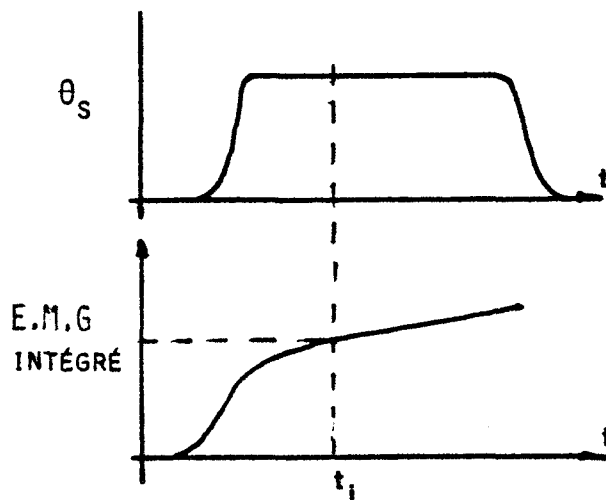


FIGURE IV.8

Allure générale de l'évolution de l'intégration du signal E.M.G. en fonction du temps, pour un  $\theta_e$  donné.

D'après la figure IV.8, il est possible de déterminer point par point la quantité énergétique développée par le muscle lors de sa contraction. L'algorithme de calcul (voir annexe I) permet la visualisation conjuguée de l'évolution énergétique au cours de la rotation céphalique.

La détermination mathématique des relations existant entre l'E.M.G. intégré et l'amplitude angulaire  $\theta_e$  permet d'aborder la modélisation fonctionnelle de l'opérateur humain, comme formulé au chapitre I §.2

#### IV.2.2. ANALYSE SPECTRALE DU SIGNAL E.M.G.

La quantification énergétique du signal E.M.G. par la méthode d'intégration décrit le taux d'activité musculaire dans le domaine temporel ; par complémentarité, la détermination du spectre de densité de puissance permet de caractériser le signal E.M.G. dans le domaine des fréquences.

L'estimation de la densité spectrale de puissance (D.S.P.) de signaux déterministes discrets et stochastiques est généralement basée sur des procédés de calcul utilisant la transformée de FOURIER rapide (T.F.R.). Cette approche de l'analyse spectrale est efficacement programmable et produit des résultats raisonnables pour une large catégorie de signaux de processus. Néanmoins, plusieurs limitations existent.

L'inconvénient majeur vient du fait de la résolution fréquentielle du spectre, identique à l'inverse de l'intervalle de temps séparant deux échantillons du signal d'entrée.

Une seconde limitation est due au "fenêtrage" implicite des informations d'entrée au moment du calcul de la T.F.R..

Beaucoup de procédures alternatives pour estimer la D.S.P. ont été proposées au cours des 10 dernières années (KAY, 1981). La plupart sont basées sur des méthodes autorégressives (AR) ainsi que par moyennage variable autorégressif (ARMA, autoregressive moving average).

L'avantage de ces nouvelles méthodes réside dans le fait qu'elles s'appliquent à des signaux de type périodique ou non, présentant simplement un caractère stochastique. Mais ces techniques d'estimations

spectrales demandent un temps d'implantation fastidieux ainsi qu'une grande capacité de mémoire sur ordinateur; c'est ainsi que nous avons exploité au mieux les méthodes classiques du calcul de la T.F.R., en précisant les divers problèmes rencontrés.

Outre les problèmes de calcul présentés précédemment au sujet de la résolution fréquentielle et de la troncature des informations, l'analyse spectrale, par l'utilisation de la T.F.R. mène à des études de spectres discrets; alors que les spectres déterminés par les méthodes AR ou ARMA peuvent être continus.

La T.F.R. fournit une estimation de la densité spectrale de puissance, c'est à dire que les termes qui composent le spectre en une fonction discrète de fréquences ont les dimensions de densité spectrale. En particulier, les différentes amplitudes du spectre sont proportionnelles à une unité d'énergie par unité de fréquence; ces termes doivent être intégrés sur la bande passante du spectre étudié pour donner une énergie finie du signal .

On trouvera en annexe l'exposé des divers problèmes liés à l'utilisation de la T.F.R. sur un signal d'origine bioélectrique supposé stationnaire et ergodique.

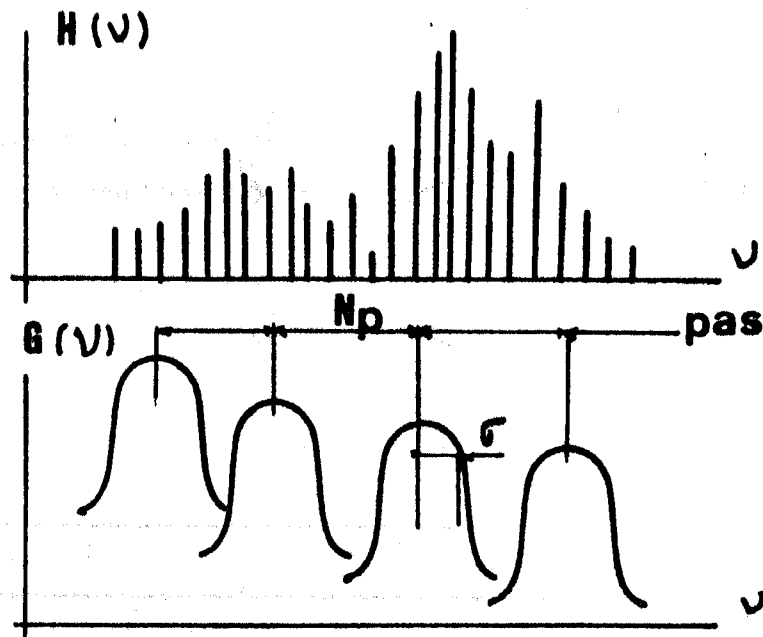
#### IV.2.2.1. LISSAGE DU SPECTRE DE DENSITE DE PUISSANCE

La discrétisation du spectre de densité de puissance d'un signal d'origine bioélectrique en particulier, fait apparaître des pics et des creux plus ou moins significatifs. Des méthodes de lissage conduisent à faire apparaître les plus remarquables d'entre eux.

Une des premières méthodes de lissage consiste à moyenner les données sur 3 points (voir annexe II).

Une seconde introduit le produit de convolution pas à pas, entre le spectre et une fonction Gaussienne. Il s'agit en fin de compte d'une forme localisée de moyennage, effectuée arithmétiquement sur une fenêtre glissant le long de l'axe temporel du signal.

Spectre de densité  
de puissance



Produit de convolution  
avec une courbe Gaus-  
sienne.

FIGURE IV.9

Les principaux paramètres intervenant dans ce lissage fréquentiel dépendent de la fonction Gaussienne ainsi que du nombre de points définissant la Gaussienne. Ces paramètres  $\sigma$  et  $N_p$  sont déterminés par rapport au nombre d'échantillons constituant le signal d'entrée.

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \cdot \text{Exp} \left( -\frac{x^2}{2\sigma^2} \right)$$

$\sigma$  : Ecart type  
m : Moyenne

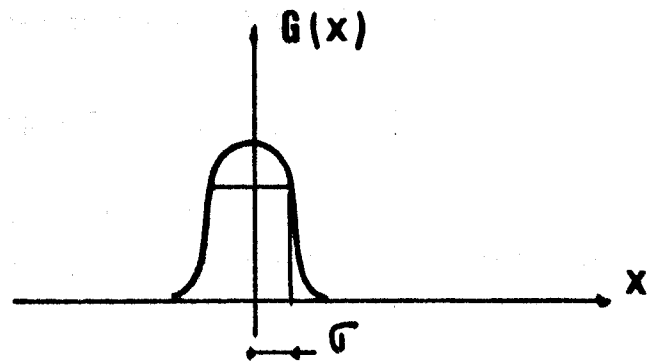


FIGURE IV.10

Fonction Gaussienne.

Ainsi pour un signal d'entrée constitué de 2048 points, les paramètres définissant la fonction Gaussienne sont :

NP = 31	}	Type i
$\sigma = 10$		
moyenne = 15		

La mesure du déphasage observé entre le signal lissé et non lissé est de 2.3 ms.

Type	1	2	3	4	5	i	6	7	8
Np	81	71	61	51	41	31	31	25	21
$\sigma$	20	10	10	10	5	10	15	10	5
m	40	35	30	25	20	15	15	12	10



P.S.D. de (2048 P.ts dont 1024 réels  
et 1024 imaginaires.)

#### IV.2.2.2. ALGORITHME DE CALCUL DU SPECTRE DE DENSITE DE PUISSANCE

La transformée de FOURIER rapide directe est définie par l'opération suivante :

$$A_r = \sum_{k=0}^{N-1} X_k \cdot \exp(-2\pi j \cdot r \cdot k / N) \quad r=0,1,2,\dots,N-1$$

où  $A_r$  est le  $r^{\text{ième}}$  coefficient de la transformé de FOURIER  
 $X_k$  est le  $k^{\text{ième}}$  élément complexe de la série temporelle composée des N échantillons.

La figure IV.11 représente l'algorithme de calcul du spectre de densité de puissance, apodisé par une fenêtre de type Hanning.

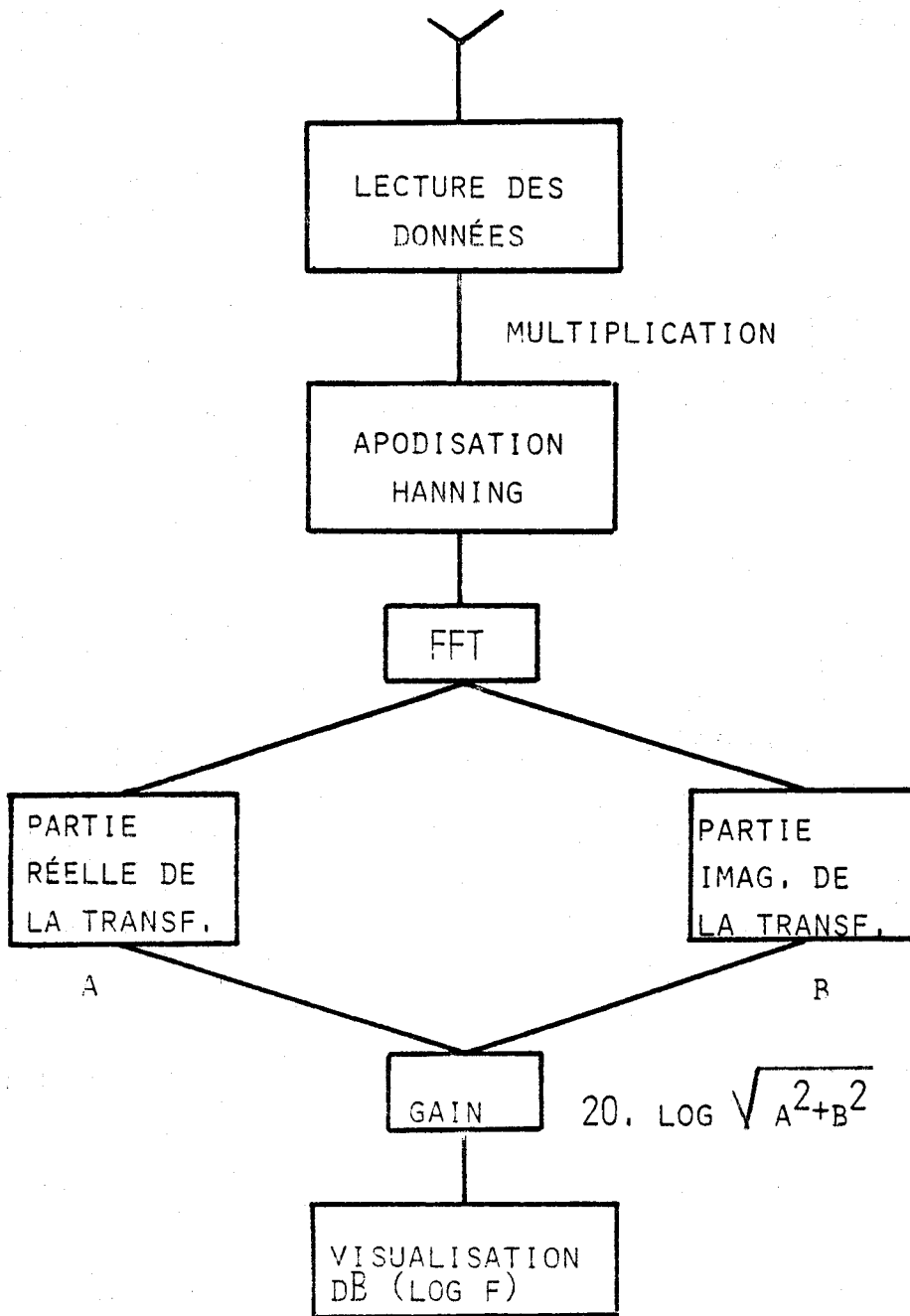


FIGURE IV. 11

La figure suivante schématise la procédure de détermination du spectre final.

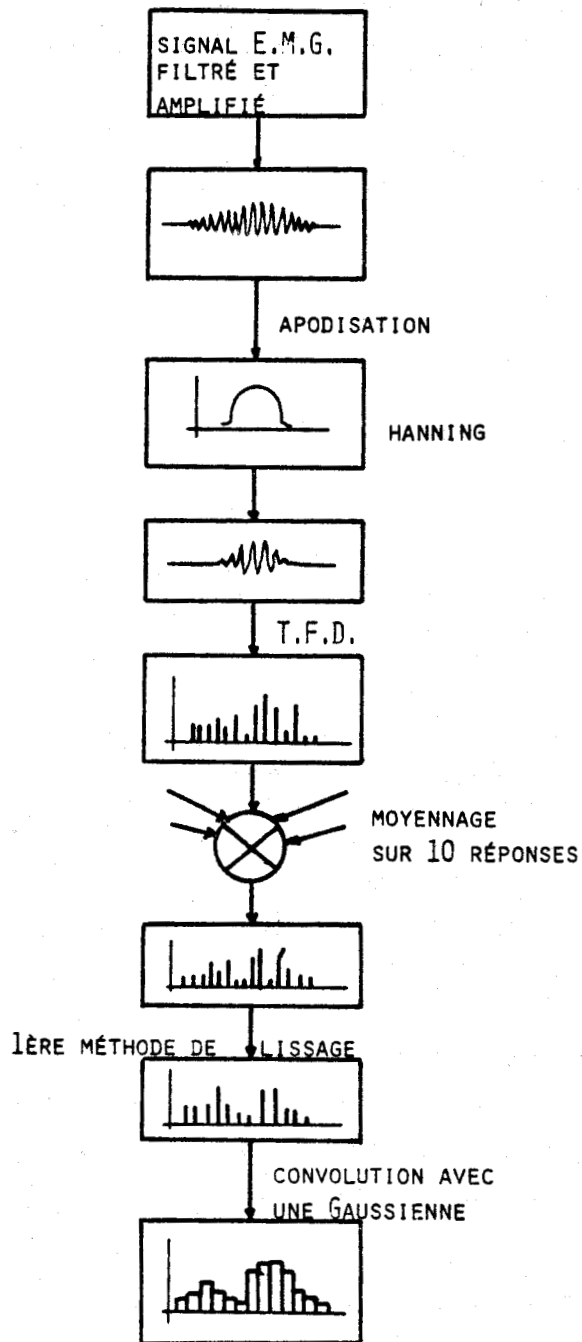


FIGURE IV. 12

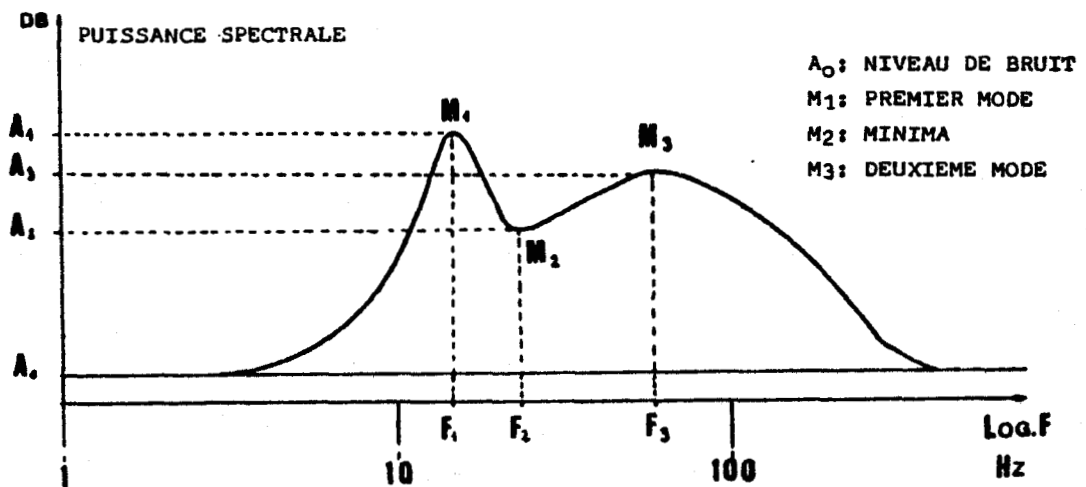




#### IV.2.3. ALLURE GENERALE DU SPECTRE DE DENSITE DE PUISSANCE

L'aspect bimodal du spectre rappelle ainsi les résultats d'études entreprises par LINDSTROEM (1970), LAGO (1981) et BOON (1982). Le spectre est donc principalement caractérisé par deux pics; le premier pouvant être assimilé à la fréquence moyenne du signal E.M.G. (BOON, 1982) et le deuxième situant la répartition maximale de puissance contenue dans le signal.

ALLURE DU SPECTRE DE PUISSANCE DE L'E.M.G. DU S.C.M.-G. LORS D'UN MOUVEMENT DE 60° VERS LA DROITE.



SPECTRE CALCULE SUR 2048 POINTS FREQUENCE D'ECHANTILLONNAGE: 500 Hz.

FIGURE IV.13

La figure IV.13 représente la forme bimodale du spectre obtenue par calcul sur le signal E.M.G. du S.C.M. pour un mouvement de rotation céphalique dans le plan horizontal (fréquence d'échantillonnage : 500 Hz, T.F.D. calculée sur 2048 points).

D'après les hypothèses de LINDSTROEM (1970) et de DE LUCA (1979), la position fréquentielle du creux  $M_2$  est relative à la vitesse de conduction du potentiel électrique le long de la fibre musculaire.

LINDSTROEM (1970) précise la formulation mathématique décrivant le spectre du signal E.M.G..

$$\Psi(j\omega) = A(j\omega) g(j\omega/v) F(\omega\sigma_t) \sin(\omega d/v).$$

où  $A(j\omega) = \int \phi(t) \exp(j\omega t) dt$  est l'amplitude de la transformée de FOURIER du potentiel d'action  $\phi(t)$ .

$g(j\omega/v)$  est la fonction de filtrage, qui dépend des paramètres géométriques de la mesure, et  $v$  est la vitesse de conduction des potentiels d'action.

La fonction  $F(\omega\sigma_t)$  est une fonction de pondération due à la sommation des unités motrices actives.  $\sigma_t$  représente la déviation standard de la fonction de distribution de l'impulsion de dépolarisation dans l'unité motrice.

Le facteur en sinus apparait être la conséquence de la méthode de mesure employée.

Sous certaines conditions ayant trait à la position des électrodes, l'expression  $\sin(\omega d/v)$  indique l'apparition du "creux" dans le spectre de puissance. C'est ainsi que pour :  $\sin(\omega d/v) = 0$

lorsque 
$$\omega = 2\pi f = n\pi \frac{v}{d} \quad n = 0, 1, 2, \dots$$

où  $d$  est la demi-distance séparant les deux électrodes de surface. A partir de la connaissance de la position du premier creux ( $n = 1$ ) dans le spectre de puissance, la vitesse de conduction peut être déterminée par une simple mesure.

On dispose en effet, de la relation

$$v = 2df_{\text{"creux"}}$$

De même FIGINI (1978), détermine une méthode identique pour mesurer la durée moyenne du potentiel d'action d'une unité motrice (durée proportionnelle à la vitesse de conduction le long de la fibre musculaire) à partir du spectre de puissance calculé sur le signal E.M.G. détecté par électrodes de surface.

#### IV.2.4. DEFINITION DES PARAMETRES CARACTERISANT LE SPECTRE

D'après la figure IV.13, il est possible de déterminer quatre vecteurs paramétriques  $\vec{A}$ ,  $\vec{F}$ ,  $\Delta\vec{A}$ ,  $\Delta\vec{F}$ , définis de la façon suivante :

$$\vec{A} \left\{ \begin{array}{l} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{array} \right. , \quad \vec{F} \left\{ \begin{array}{l} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \end{array} \right. , \quad \Delta\vec{A} \left\{ \begin{array}{l} \Delta A_1 \\ \Delta A_2 \\ \Delta A_3 \end{array} \right. , \quad \Delta\vec{F} \left\{ \begin{array}{l} \Delta F_1 \\ \Delta F_2 \\ \Delta F_3 \end{array} \right.$$

- Les composantes du vecteur A sont relatives au niveau d'amplitude des points caractéristiques  $M_1, M_2, M_3$  du spectre de densité de puissance,
- Le vecteur  $\vec{F}$  définit les fréquences particulières du spectre,
- Les vecteurs-distance  $\Delta\vec{A}$  (d'amplitude) et  $\Delta\vec{F}$  (de fréquence), déterminent l'évolution de l'allure du spectre.

Les différentes caractéristiques d'entrée-sortie sont définies à partir de ces vecteurs et s'expriment en fonction de l'amplitude angulaire des mouvements de rotation céphalique. Elles sont du type  $\vec{A}(\theta_e)$ ,  $\vec{F}(\theta_e)$ ,  $\Delta\vec{A}(\theta_e)$ ,  $\Delta\vec{F}(\theta_e)$ , et précisent la qualification énergétique du signal E.M.G. des muscles agonistes et antagonistes du S.C.M..

### IV.3. LA REPONSE CEPHALIQUE

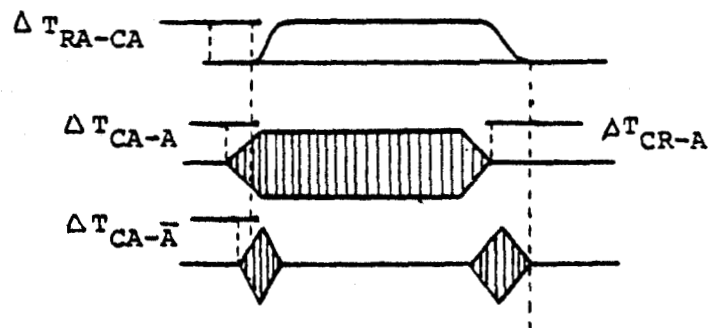
#### IV.3.1. TEMPS DE LATENCE

La position angulaire de la tête est déterminée point par point, par la valeur de sortie du capteur sonométrique. Il est intéressant d'observer tout au long de l'expérimentation, l'évolution des consignes de vitesse et de position caractérisant implicitement les paramètres d'entrée  $V_e$  et  $\theta_e$ .

L'étude de la réponse céphalique aux stimulus visuels d'entrée, permet en outre l'analyse de la mise en oeuvre mécanique et physiologique du mouvement accompli. On définit alors, une série de valeurs déterminant des temps de latence mécanique et physiologique.

Soit d'après la figure IV.14.

REPRESENTATION ASYMPTOTIQUE DES SIGNAUX DE SORTIE



POUR  $\theta_e$  VARIANT DE 15 A 45°.

FIGURE IV.14

Définition des différents temps de latence :

- $\Delta T_{RA-CA}$  : Ecart temporel entre le départ du stimulus visuel de rotation aller et le début du mouvement céphalique aller.
- $\Delta T_{RR-CR}$  : Ecart temporel entre le départ du stimulus visuel de rotation retour et le début du mouvement céphalique de retour.
- $\Delta T_{CA-A}$  : Ecart temporel entre le début du mouvement céphalique aller et le commencement des potentiels E.M.G. du muscle agoniste.
- $\Delta T_{CA-\bar{A}}$  : Ecart temporel entre le début du mouvement céphalique aller et le commencement des potentiels E.M.G. du muscle antagoniste.
- $\Delta T_{CR-A}$  : Ecart temporel entre la fin du mouvement céphalique de retour et des potentiels E.M.G. du muscle agoniste.
- $\Delta T_{CR-\bar{A}}$  : Ecart temporel entre la fin du mouvement céphalique de retour et des potentiels E.M.G. du muscle antagoniste.

### IV.3.2. DECOMPOSITION DE LA REPONSE CEPHALIQUE STIMULEE PAR LA TACHE DE POURSUITE

La nature du mouvement de rotation céphalique en réponse aux stimulus de poursuite nous mène à deux approches différentes d'analyse. D'une part l'étude de l'activité énergétique développée par le mouvement complet d'aller-retour de la rotation céphalique (figure IV.15 A), et d'autre part l'étude de ce mouvement en le décomposant en une phase statique active et en deux phases dynamiques (figure IV.15 B).

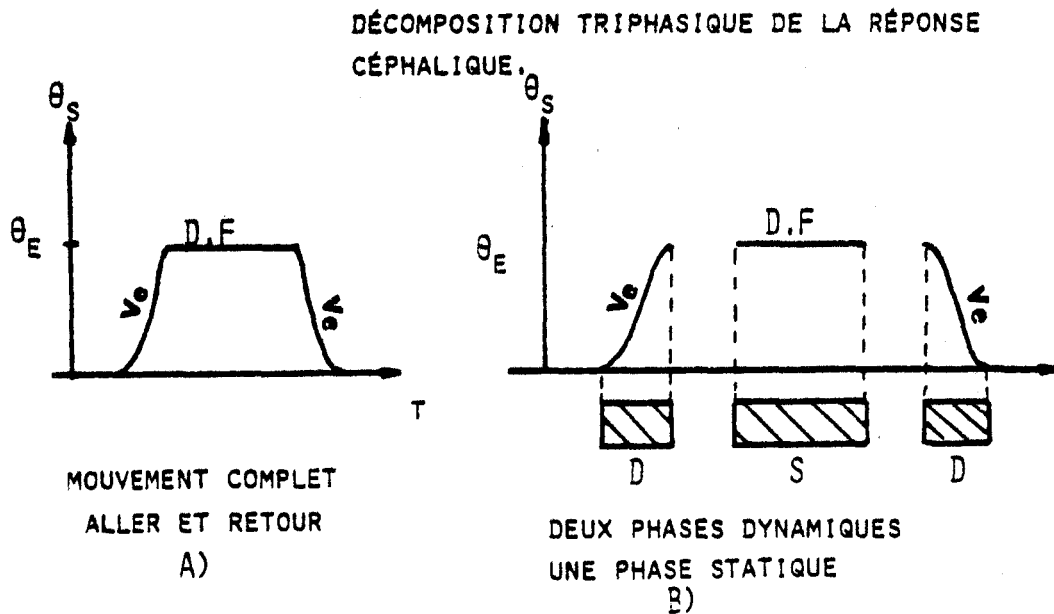


FIGURE IV.15

Décomposition triphasique de la réponse céphalique.

La décomposition de la réponse céphalique en trois phases de nature différente, tient compte des temps de latence (voir § IV. 3.1.) , existant entre le mouvement mécanique de la tête et l'activité E.M.G. des muscles étudiés. Les phases dynamiques ascendantes et descendantes ainsi

que la phase statique sont facilement reconnaissables d'après le relevé de la position angulaire  $\theta_s$  de la tête; les activités E.M.G. durant les phases dynamiques sont déterminées pour une durée de temps identique à celle des phases dynamiques correspondantes, et débutent dès l'apparition des potentiels d'action.

La phase statique active (par opposition à la phase statique de repos) est déterminée quant à elle, durant une partie de la période de fixation. Une mise à l'échelle temporelle permet finalement une juste comparaison des résultats issus des différents calculs présentés précédemment.

La figure IV.16 représente le principe de la décomposition triphasique de la réponse céphalique d'un opérateur à une tâche de poursuite aller-retour.

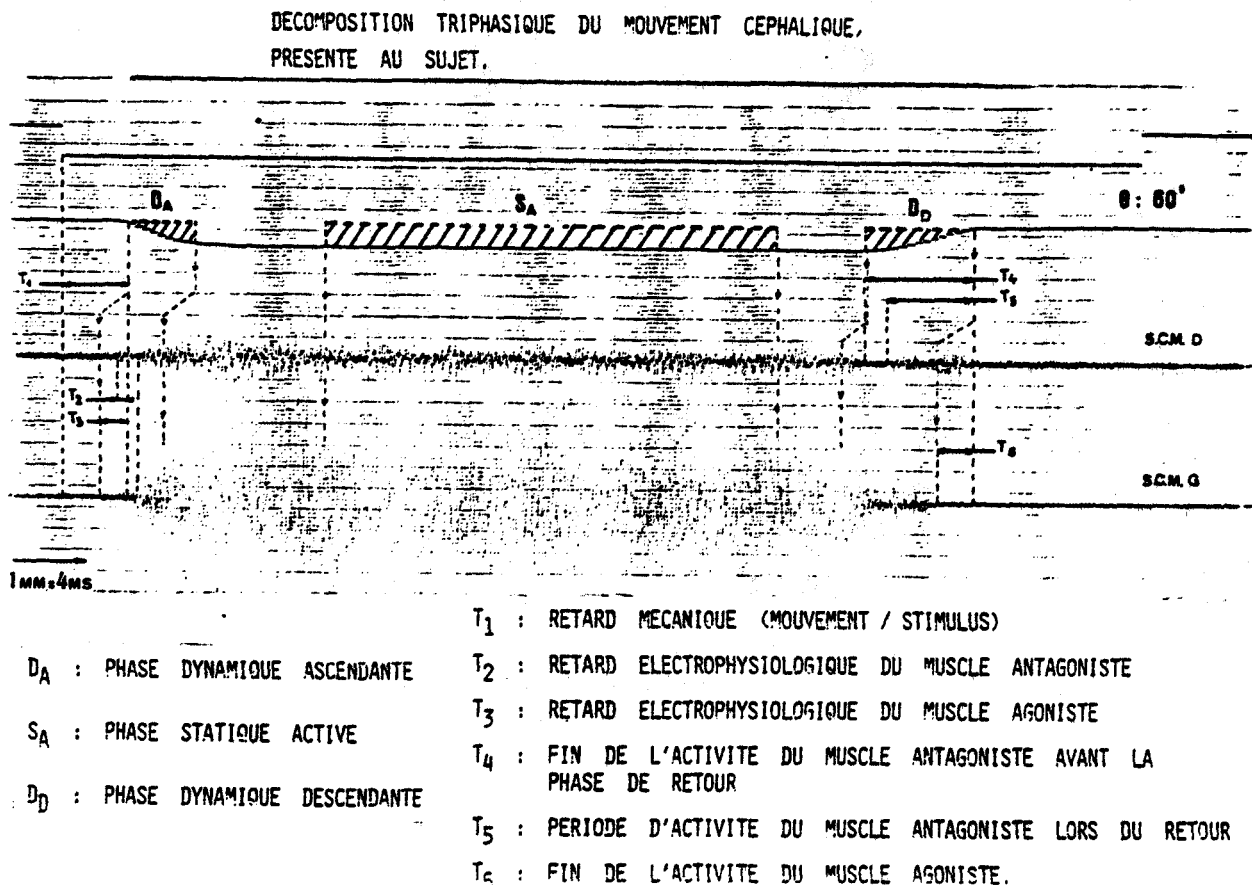


FIGURE IV.16

- La détermination de la vitesse effective d'exécution du mouvement de rotation céphalique est effectuée d'après la valeur de la pente tangentielle aux courbes issues des phases dynamiques ascendante et descendante.
- Les divers résultats dus à cette décomposition triphasique figurent l'annexe IV en tant qu'apport supplémentaire à la connaissance physiologique du mouvement céphalique; mais le caractère général de l'étude s'attachera à expliciter mieux les caractéristiques d'entrée-sortie spécifiant les relations d'énergie en fonction d'un signal de commande reprenant l'ensemble du mouvement exécuté.

CHAPITRE V

EVOLUTION DES PARAMETRES D'ENERGIE  
EN REPONSE A DES STIMULUS DE CONTRAINTE

---



## CHAPITRE V

### EVOLUTION DES PARAMETRES D'ENERGIE EN REPONSE A DES STIMULUS DE CONTRAINTE

#### V.1. Caractéristiques énergétiques des mouvements céphaliques libres

##### V.1.1. Présentation des relevés

##### V.1.2. Evolution des caractéristiques énergétiques

##### V.1.2.1. Pour une vitesse d'exécution donnée du mouvement

##### V.1.2.1.1. E.M.G. intégré

##### V.1.2.1.2. Analyse spectrale

##### V.1.2.2. En fonction de la vitesse d'exécution du mouvement

##### V.1.2.2.1. E.M.G. intégré paramétré en $V_e$

##### V.1.2.2.2. La densité spectrale de puissance paramétré en $V_e$

##### V.1.2.3. Discussions partielles

#### V.2. Caractéristiques des mouvements céphaliques en contre-résistance

##### V.2.1. Présentation des relevés

##### V.2.2. Evolution des caractéristiques énergétiques

##### V.2.2.1. E.M.G. intégré

##### V.2.2.2. Analyse spectrale

##### V.2.2.3. Discussions partielles

#### V.3. Conclusions

La première partie de ce cinquième chapitre présente les divers résultats obtenus au cours d'expérimentations effectuées en mouvement consécutif libre de la tête.

Un bref exposé des enregistrements, suivi des caractéristiques énergétiques qualifiant l'activité musculaire développée au cours de la rotation céphalique, permettent une première approche de la connaissance biomécanique du système tête-cou.

La seconde partie du chapitre expose les résultats des mesures relevées au cours de mouvements en contre-résistance pour une position angulaire déterminée de la tête.

Il faut rappeler que les résultats présentés sont relatifs aux mouvements de rotation céphalique vers la droite; les caractéristiques déterminées d'après les réponses céphaliques vers la gauche étant identiques (voir chapitre III § 1.2)

## V.1. CARACTERISTIQUES ENERGETIQUES DES MOUVEMENTS CEPHALIQUES LIBRES

Une étude biomécanique approfondie d'un système musculaire repose sur la connaissance de ses réponses à des mouvements libres et à des mouvements forcés. L'analyse des mouvements de rotation céphaliques libres ayant pour but de mettre en évidence la quantité d'énergie musculaire développée sans autres contraintes que celles données par le choix de la vitesse d'exécution du mouvement et de l'amplitude angulaire.

### V.1.1. PRESENTATION DES RELEVÉS

La condition de validité des enregistrements est établie pour des vitesses ne dépassant pas  $214^{\circ}/s$ . On trouvera en annexe V.1 la quantification des perturbations apportées sur le mouvement pur de rotation céphalique, ainsi que l'influence de la variation de la distance électrode-muscle, apportée sur les mesures. Les relevés présentés sur la figure V.1 sont obtenus au cours d'une série de rotations céphaliques vers la droite, pour une vitesse d'exécution de  $125^{\circ}/s$ .

SIGNAUX RELEVÉS LORS D'UN MOUVEMENT DE ROTATION CEPHALIQUE  
VERS LA DROITE.

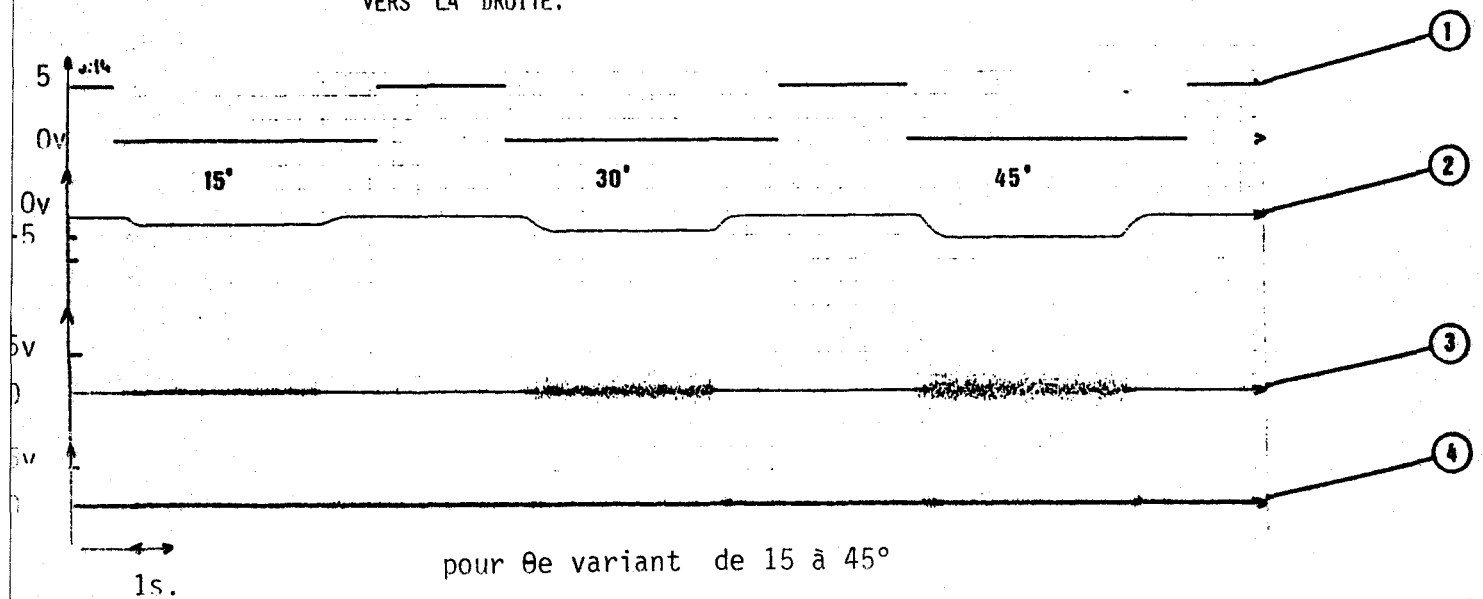


FIGURE V.1 a

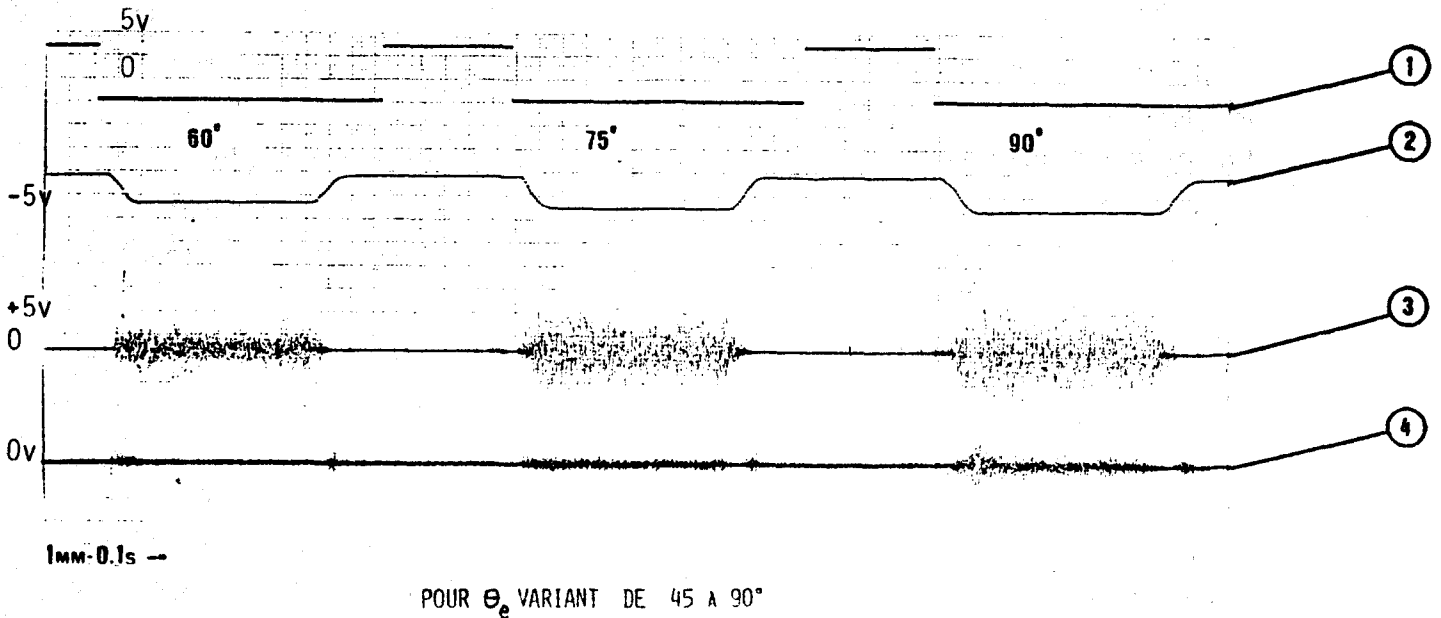


FIGURE V.1b

Durant les phases de repos (position initiale de la tête) le signal E.M.G. est de faible amplitude. Le centre de gravité de la tête étant situé en avant du point d'appui sur le rachis cervical, il existe un tonus permanent des muscles de la nuque et en particulier du sterno-cléido-mastoïdien pour s'opposer à la chute de la tête vers l'avant.

Les temps de latence mécanique et électrophysiologique existants entre la réponse céphalique et électromyographique sont représentatifs de tous les sujets expérimentés; ils prennent les valeurs suivantes :

.l'écart temporel entre le départ du stimulus visuel et le début du mouvement céphalique  $DT_{RA-CA} = 100$  ms

.l'écart temporel entre le départ du mouvement céphalique et le commencement des potentiels E.M.G. du muscle agoniste,  
 $DT_{CA-A} = 25$  ms.

.l'écart temporel entre le départ du mouvement céphalique et le commencement des potentiels E.M.G. du muscle antagoniste,  
 $DT_{CA-\bar{A}} = 30$  ms

.l'écart temporel entre la fin du mouvement céphalique et des potentiels E.M.G. du muscle agoniste,  $DT_{CA-A} = 180$  ms

.l'écart temporel entre la fin du mouvement céphalique et des potentiels E.M.G. du muscle antagoniste,  $DT_{CA-\bar{A}} = 240$  ms

La réponse électrophysiologique est en avance de 25 ms sur la réponse mécanique; elle est légèrement inférieure à celle attribuée pour les muscles moteurs de l'avant-bras (réf. SOLOMON, 1978), elle dépend de la nature des muscles étudiés ainsi que de leur position. L'activité électromyographique du muscle agoniste précède l'activité électromyographique du muscle antagoniste de quelques ms; la commande du mouvement céphalique passe premièrement par l'activation du muscle agoniste.

La participation unique d'un muscle au cours d'un travail se traduit par une activité contractile durant le dynamique du mouvement, supérieure à celle durant le statique. D'après les relevés et cette remarque, il se confirme (KAPANDJI, 1974) que le S.C.M. n'est pas le seul muscle rotateur de la tête.

Les figures V.2 a et V.2 b représentent sous forme asymptotique l'évolution des signaux de sortie pour de faibles amplitudes de rotation (V.2 a), ainsi que pour des amplitudes angulaires plus importantes (V.2 b).

REPRESENTATION ASYMPTOTIQUE DES SIGNAUX DE SORTIE

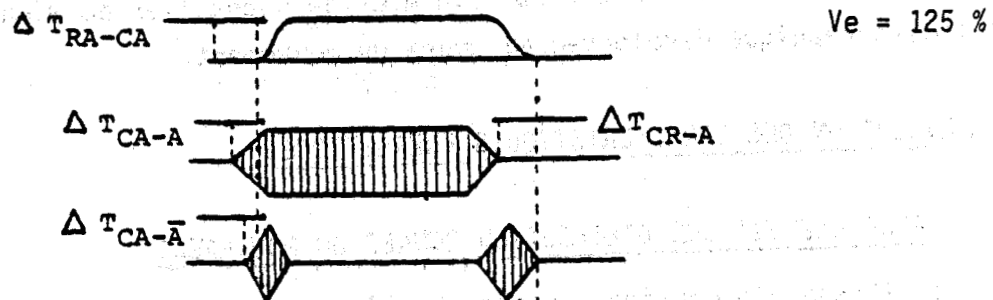


FIGURE V.2 a Pour  $\theta_e$  variant de 15 à 45°

REPRESENTATION ASYMPTOTIQUE DES SIGNAUX DE SORTIE  $V_e = 125 \%$

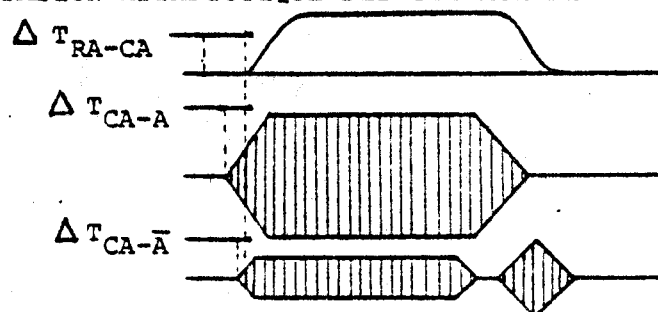


FIGURE V.2 b Pour  $\theta_e$  variant de  $60^\circ$  à  $90^\circ$

En se rapportant à la figure V.2 a, alors que l'activité électromyographique du muscle agoniste reste présente tout au long du mouvement céphalique, le muscle antagoniste n'est actif qu'au cours des phases dynamiques du mouvement. Néanmoins, l'activité électromyographique du muscle antagoniste reste très faible en comparaison à l'activité de l'agoniste.

Pour des amplitudes angulaires de rotation supérieures à  $45^\circ$ , le bilan électromyographique devient plus important (figure V.2 b) L'activité du muscle antagoniste subsiste moins longtemps que l'agoniste; mais elle réapparaît au moment du mouvement de retour.

Ces diverses observations formulées d'après le tracé des enregistrements des signaux de sortie suscitent l'intérêt de quantifier au mieux l'activité électromyographique développée au cours du mouvement.

V.1.2. EVOLUTION DES CARACTERISTIQUES ENERGETIQUES

V.1.2.1.1 POUR UNE VITESSE D'EXECUTION DONNEE DU MOUVEMENT

La vitesse d'exécution moyenne choisie est de  $125^\circ/s$ , elle correspond à la vitesse pour laquelle le mouvement de rotation céphalique s'effectue avec un minimum de perturbations.

V.1.2.1.1. E.M.G. INTEGRE

Afin de pouvoir comparer les enregistrements, la détermination du coefficient  $Q_s$  quantifiant l'intégration du signal E.M. G., est effectuée sur un même nombre d'échantillons et ramenée sur une même unité de temps.

La figure V.3 représente l'évolution non-linéaire de l'EMG intégré ( $Q_s$ ) en fonction de l'angle de rotation céphalique  $\theta_e$ , elle caractérise le mouvement d'aller et retour.

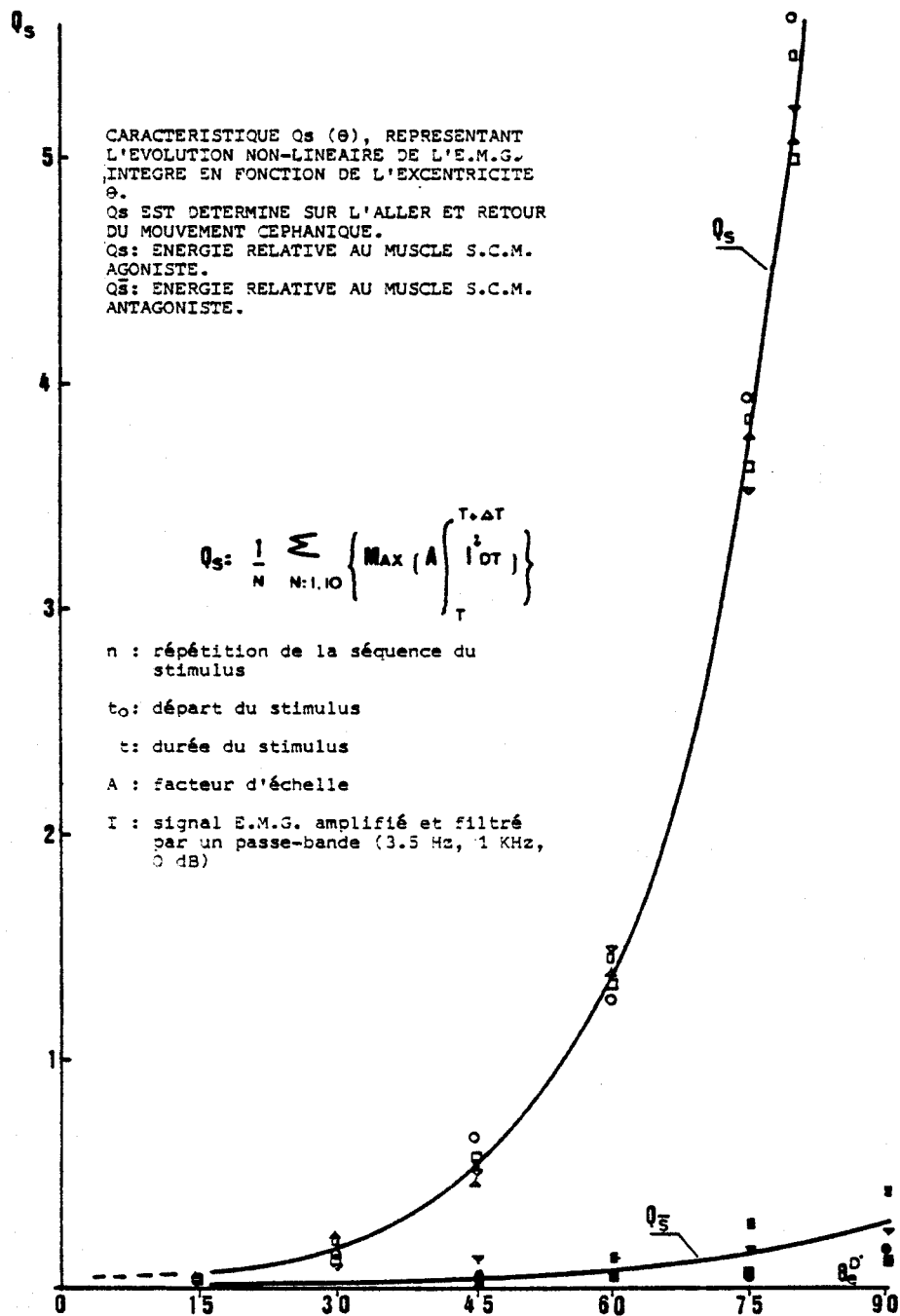


FIGURE V.3

La non-linéarité des caractéristiques  $Q_s(\theta_e)$  s'explique par le fait que le groupe musculaire du sterno-cléido-mastoïdien est disposé sur un plan incliné de  $45^\circ$  vers l'avant par rapport au rachis cervical (voir anatomie au chapitre III § 1.3). Cette inclinaison impose que l'action du muscle sur la rotation céphalique apparaisse non-linéaire au cours du mouvement. La caractéristique  $Q_s(\theta_e)$  explicite la relation liant l'E.M.G.intégré et l'excentricité  $\theta_e$ ; elle montre également que pour chaque amplitude angulaire du mouvement de rotation céphalique, la quantité d'énergie développée par le muscle agoniste reste fortement supérieure à celle développée par le muscle antagoniste. Dès  $30^\circ$  l'activité musculaire de l'agoniste est observable et quantifiable (les expériences de VON RENNER, 1969, montraient alors, que peu d'activité électromyographique apparaissait au dessous de  $45^\circ$ ), tandis qu'il faut attendre une amplitude angulaire de  $60^\circ$  pour remarquer l'activité du muscle antagoniste.

L'ajustement de cette caractéristique par la méthode de la régression linéaire a été effectuée sur des courbes logarithmiques, exponentielles, linéaires et de puissance, la signification des résultats par le test de STUDENT relatif aux ensembles de faibles échantillons ( $N < 30$ ) est de 95 %. L'ajustement exponentiel correspond à un coefficient de corrélation élevé ( $>.98$ ), la formulation mathématique caractérisant l'E.M.G. intégré et l'angle de rotation céphalique s'exprime de la façon suivante :

$$Q_s = B * \exp (A * \theta_e)$$

où A et B sont des constantes dépendantes de la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement.



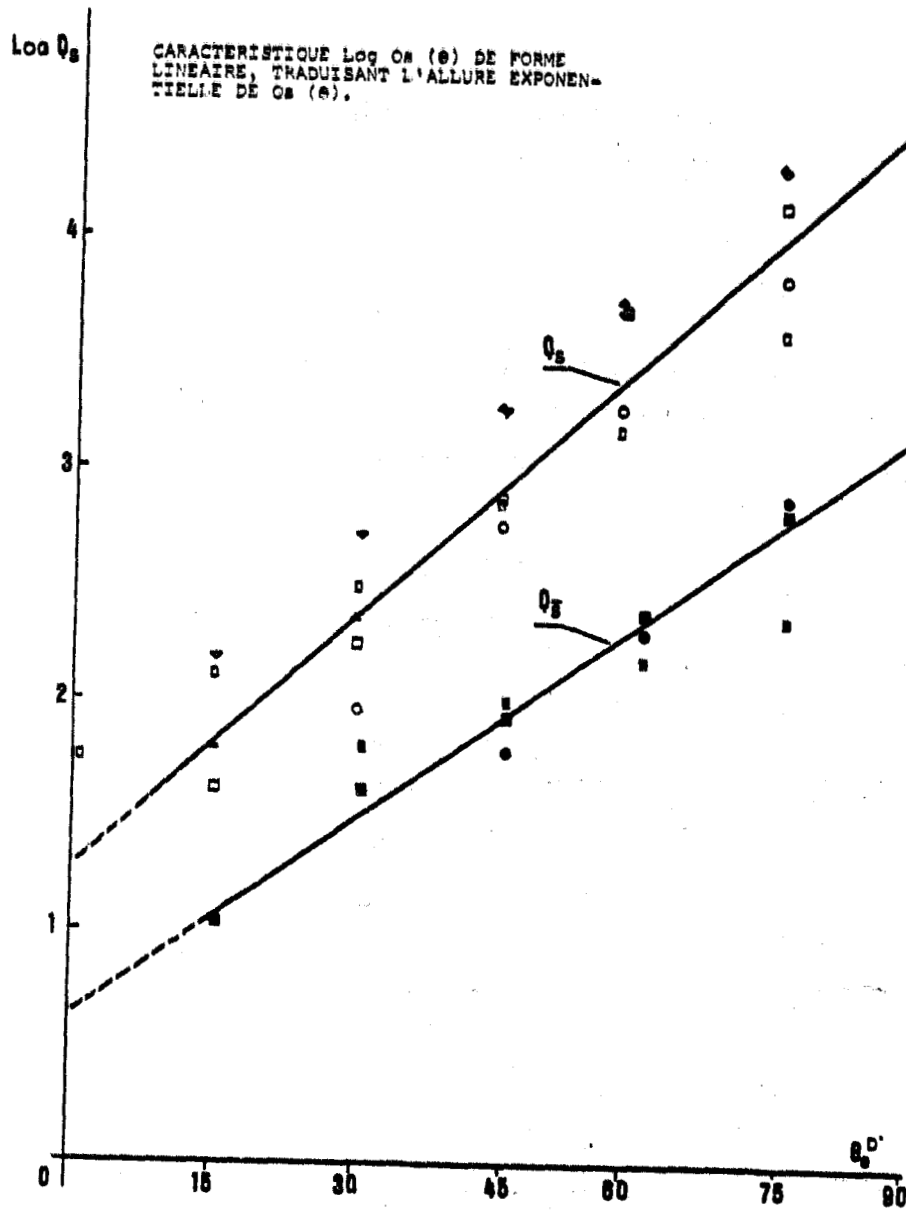


FIGURE V.4

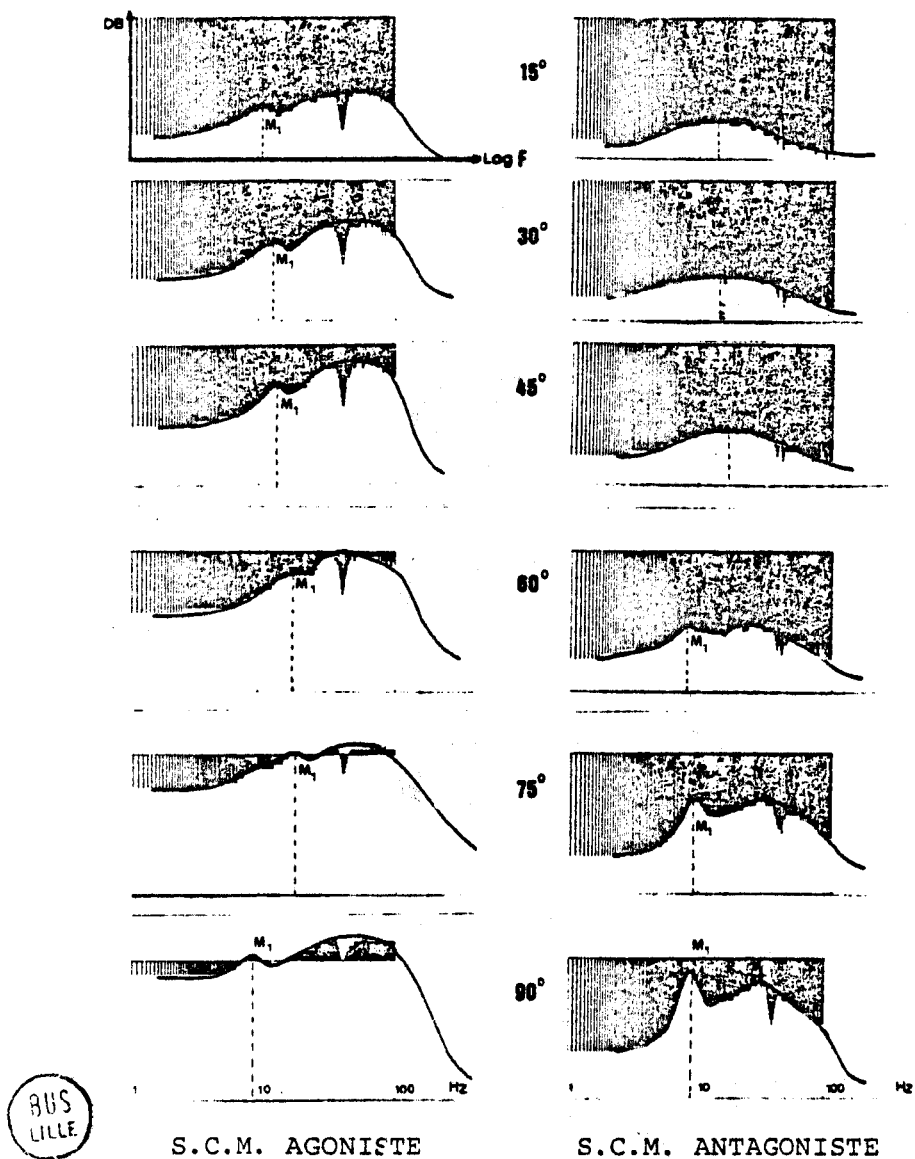
V.1.2.1.2. ANALYSE SPECTRALE

La détermination de la densité spectrale de puissance (D.S.P.) d'après la méthode présentée au chapitre IV § 2.2. caractérise le mouvement céphalique d'aller-retour. La figure V.5 représente l'évolution de la D.S.P. du signal E.M.G. des muscles agonistes et antagonistes en fonction de l'amplitude  $\theta_e$  des rotations céphaliques vers la droite.



Le creux apparaissant à 50 Hz est dû au filtre réjecteur placé sur le processus de mesure du signal E.M.G.

L'ANALYSE SPECTRALE EN RELATION AVEC L'AMPLITUDE ANGULAIRE DE LA ROTATION CEPHALIQUE.



AUS  
LILLE

FIGURE V.5

D'après cette figure, nous pouvons dire que globalement à l'accroissement de la valeur de l'amplitude de la rotation, correspond d'une part un déplacement du spectre vers les hautes fréquences, et d'autre part, une augmentation de son amplitude. Considérant le muscle antagoniste pour de faibles niveaux de rotation ( $\theta_e < 45^\circ$ ), la D.S.P. ne présente pas l'allure spectrale caractérisant les amplitudes plus importantes. (Ceci rejoint les remarques d'ERICSON, 1979)

De la même manière, pour le muscle antagoniste et pour des angles de rotation supérieurs à  $45^\circ$ , nous notons un déplacement du spectre vers les hautes fréquences ainsi qu'une croissance de l'amplitude.

Retenant les résultats des travaux de BOON (1982), nous identifions la position fréquentielle du premier mode du spectre à la fréquence moyenne du signal E.M.G., c'est-à-dire assimilable à la fréquence de battement des unités motrices actives. En effet, le premier mode se situe dans un intervalle fréquentiel s'étalant de 15 à 40 Hz; fréquences basses correspondant à la fréquence de décharge des unités motrices. Le deuxième mode est placé à une fréquence plus élevée (60 - 80 Hz) Il correspond à un emplacement particulier du maximum de puissance contenue dans le spectre.

Une contraction musculaire croissante provoque une intensification de l'amplitude du spectre ainsi qu'un déplacement vers les hautes fréquences comme suivant la figure V.6. Plusieurs travaux confirment d'ailleurs ce résultat (LINDSTROEM 1979, SATO 1982)

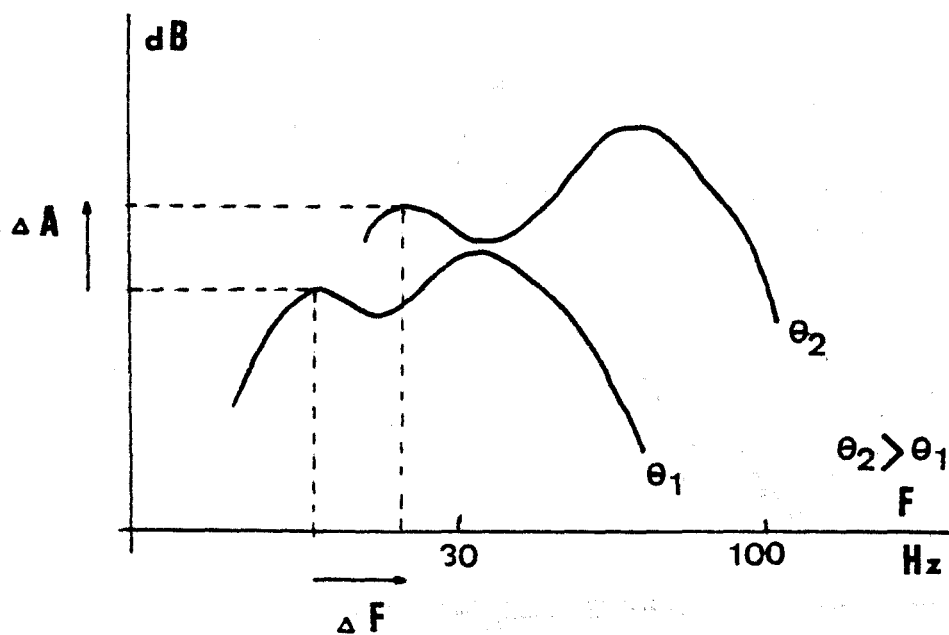


FIGURE V.6

L'évolution du spectre en fonction du taux de contraction musculaire s'explique par le processus de la sommation spatio-temporelle au niveau des unités motrices. (chapitre II § 1.3.). Différencier les deux sommations s'avère impossible par la technique de l'E.M.G. global; seul, un suivi de l'enregistrement de l'activité électrique d'une unité motrice par l'intermédiaire d'une électrode-aiguille peut donner des résultats satisfaisants. Mais, l'utilisation de telles électrodes est à écarter pour notre étude. On dira, qu'à une augmentation de la contraction correspond un recrutement supplémentaire d'unités motrices et que la fréquence de décharge de chaque unité motrice s'intensifie.

La figure V.7 montre la croissance quasi-linéaire des maxima  $A_1$ ,  $A_2$ ,  $A_3$  des spectres du muscle S.C.M. agoniste (A) et antagoniste ( $\bar{A}$ ) en fonction de  $\theta_e$ , amplitude angulaire de la rotation céphalique.

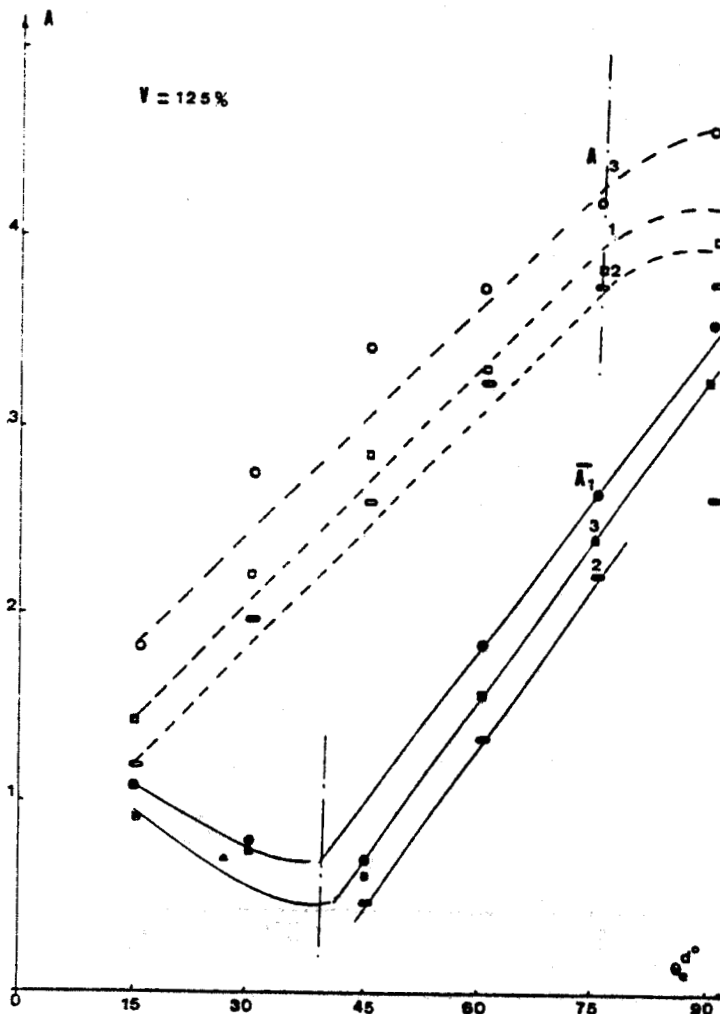


FIGURE V. 7

La première série de courbes notées ( $A_1$ ,  $A_2$  et  $A_3$ ) explique la relation linéaire liant l'amplitude du spectre de densité de puissance pour  $\theta_e$  variant de  $15^\circ$  à  $75^\circ$ . Une saturation apparaît au-delà de  $75^\circ$ ; elle est due à la forte perturbation des mouvements parasites sur le mouvement de rotation pure ainsi qu'à l'effort particulier que nécessite une rotation angulaire de  $90^\circ$  de la tête.

Pour les caractéristiques (A) et ( $\bar{A}$ ), le coefficient de corrélation dans la région linéaire est supérieur à 0.96.

L'évolution quasi-linéaire des amplitudes (A) et ( $\bar{A}$ ) du spectre confirme les premiers résultats obtenus d'après les caractéristiques  $\text{Log}Q_s$  ( $\theta_e$ ).

La figure V.8 représente l'évolution des fréquences des trois points particuliers du spectre des muscles agonistes (F) et antagonistes ( $\bar{F}$ ).

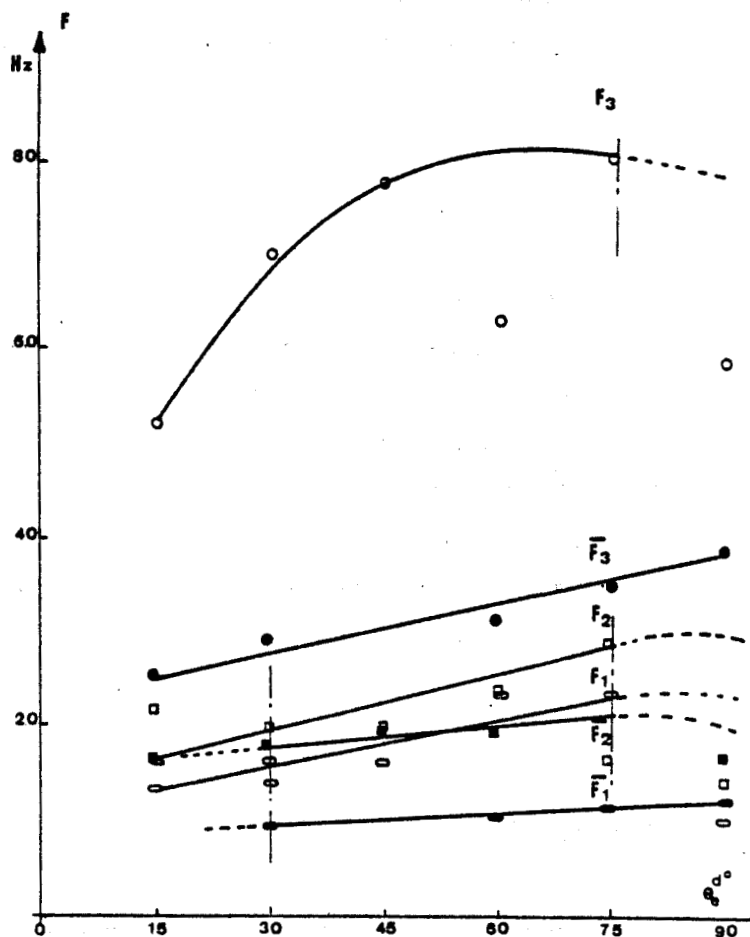


FIGURE V. 8

Les caractéristiques  $F(\theta_e)$  indiquent un déplacement linéaire du spectre vers les hautes fréquences avec l'apparition d'une saturation pour des rotations céphaliques supérieures à  $75^\circ$ . La fréquence maximale ( $F_3$ ) du spectre présente la plus importante translation vers les hautes fréquences. Les courbes  $\bar{F}$  montrent un déplacement inférieur vers les hautes fréquences, mais l'allure de la D.S.P. n'est reconnaissable qu'à partir de  $45^\circ$ .

#### DISCUSSIONS

A un accroissement de la contraction musculaire correspond deux phénomènes bioélectriques bien connus (voir chapitre II §1.3.), d'une part, un apport plus important d'unités motrices en activation, (sommation spatiale), d'autre part, une augmentation de la fréquence de battement de chaque unité motrice (sommation temporelle). Ces deux processus traduisent l'évolution du spectre, par une augmentation de son niveau d'amplitude ainsi que par une intensification de ses paramètres fréquentiels.

#### REMARQUES

Les caractéristiques présentées au cours du § V.1.2.1. qualifient la contraction musculaire des S.C.M. durant l'aller-retour du mouvement céphalique pour une vitesse d'exécution moyenne de  $125^\circ/s$ . Une analyse identique a été effectuée par la décomposition de la réponse céphalique en deux stades dynamiques et un stade statique (voir chapitre IV § 3.2.). Les résultats sont regroupés dans l'annexe V.2, ils montrent la similitude des caractéristiques énergétiques tant en amplitude qu'en fréquence, ce qui présume le mouvement trop lent pour pouvoir différencier le dynamique au statique.

#### V.1.2.2. EN FONCTION DE LA VITESSE D'EXECUTION DU MOUVEMENT

Ce paragraphe a pour but d'analyser l'influence de la vitesse d'exécution du mouvement ( $V_e$ ) sur les différents paramètres de sortie.

Selon le protocole générateur des stimuli d'entrée, le paramètre D.F. est lié à la valeur de  $V_e$ . C'est-à-dire que pour un mouvement exécuté rapidement, le temps de fixation (D.F.) sur l'amplitude angulaire finale sera plus court que lors d'un mouvement lent; ce qui pose un problème de calibration temporelle afin de pouvoir comparer les divers enregistrements.

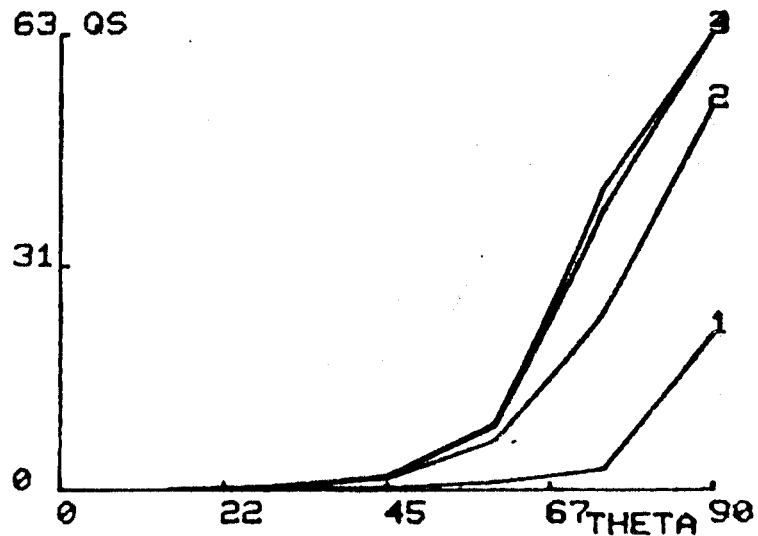
Problème rencontré principalement lors de l'utilisation de la méthode d'intégration (puisque plus le temps d'observation est grand et plus l'intégration du signal sera importante), mais non pas l'analyse spectrale; en effet, implicitement la calibration temporelle se fait par l'intermédiaire du terme  $1/T$  précédant les composantes harmoniques de la série de FOURIER. Un facteur proportionnel au rapport des vitesses d'exécution ainsi qu'au rapport des fréquences d'échantillonnages, permet la calibration temporelle entre deux mesures obtenues par l'accomplissement de mouvements à des vitesses différentes.

L'impact du paramètre  $V_e$  sur les réponses céphaliques se fait essentiellement en dynamique. Par conséquent, l'évolution des caractéristiques énergétiques pour des valeurs différentes de la vitesse d'exécution ( $V_e$ ) dépend uniquement de l'évolution énergétique durant les phases dynamiques du mouvement.

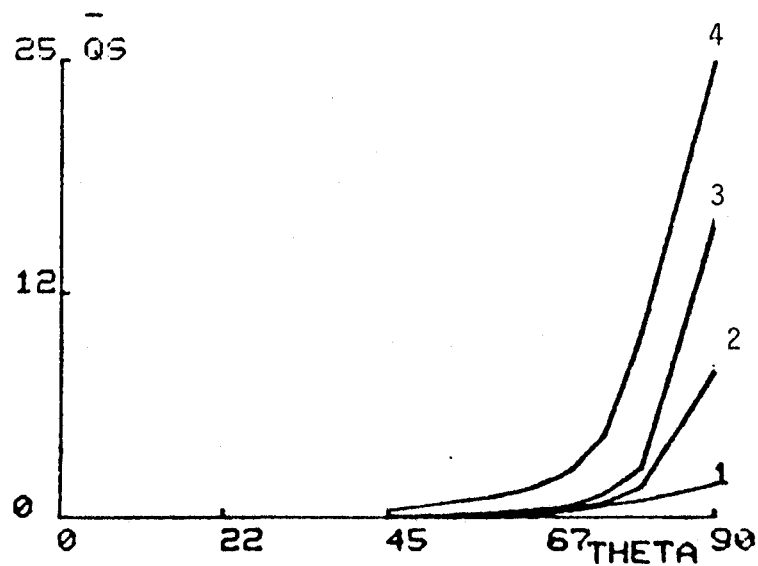
#### V.1.2.2.1. l'E.M.G. INTEGRE EN FONCTION DE $V_e$

Les figures V.9 représentent l'évolution de  $Q_s$  et  $\bar{Q}_s$  en fonction de la vitesse d'exécution  $V_e$  variant de  $83^\circ/s$  à  $500^\circ/s$  pour chaque amplitude de rotation  $\theta_e$  incrémentée de  $15^\circ$ .

1:VE=83  
2:VE=125  
3:VE=214  
4:VE=500



Relevés des caractéristiques  $Q_s(\theta_e)$ , paramétrées en  $V_e$   
Muscle agoniste.



Relevés des caractéristiques  $\bar{Q}_s(\theta_e)$ , paramétrées en  $V_e$   
Muscle antagoniste.



FIGURE V. 9



D'après les figures V. 9 nous remarquons une croissance non-linéaire très marquée de  $Q_s$  (muscle agoniste) pour des vitesses d'exécution légèrement supérieures à celles du mouvement lent. Une saturation des caractéristiques apparaît pour des  $V_e$  supérieures à  $214^\circ/s$  et ce, quel que soient les angles de rotation céphalique. Pour le muscle antagoniste, les caractéristiques ont été déterminées pour des angles supérieurs à  $45^\circ$ . Elles sont croissantes jusqu'à des amplitudes de  $75^\circ$ , et saturent au-delà comme pour le muscle agoniste. Globalement, plus la vitesse d'exécution du mouvement est rapide et plus le taux d'activité des muscles agonistes et antagonistes est important. Pour des valeurs de  $V_e$  inférieures à  $V_e$  saturation, l'énergie demandée à l'agoniste évolue plus fortement que celle demandée à l'antagoniste.

#### V.1.2.2.2. LA DENSITE SPECTRALE DE PUISSANCE PARAMETREE EN $V_e$

Rappelons que l'allure de la D.S.P. est bimodale, que le premier mode seul peut caractériser l'évolution énergétique de la contraction musculaire par le paramètre d'amplitude ( $A_1$ ) et de fréquence ( $F_1$ ), voir chapitre II § 2.5.2. Nous retiendrons donc pour cette étude, la dispersion des caractéristiques  $A_1$  ( $\theta_e$ ) et  $F_1$  ( $\theta_e$ ) due à la variation de la vitesse d'exécution du mouvement céphalique. On trouvera en annexe l'évolution des autres points particuliers du spectre en fonction de  $V_e$ .

La figure V.10 exprime la non-linéarité croissante des caractéristiques d'amplitude du premier mode.

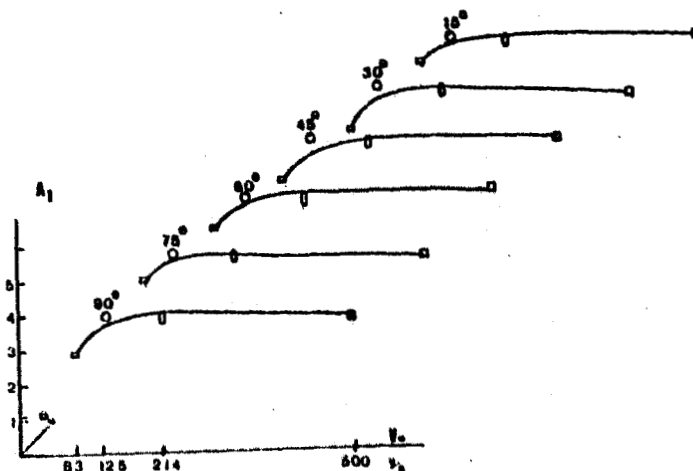


FIGURE V.10 a (MUSCLE AGONISTE)

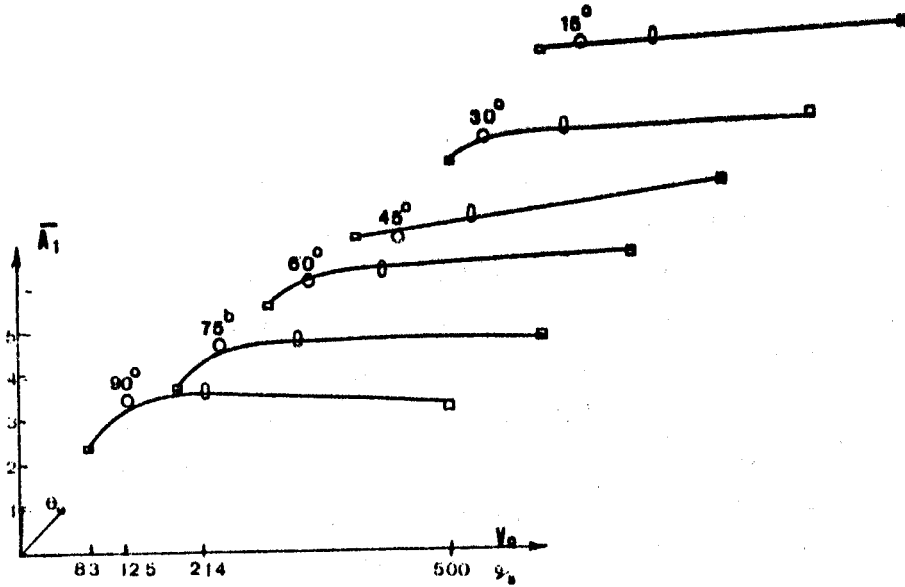
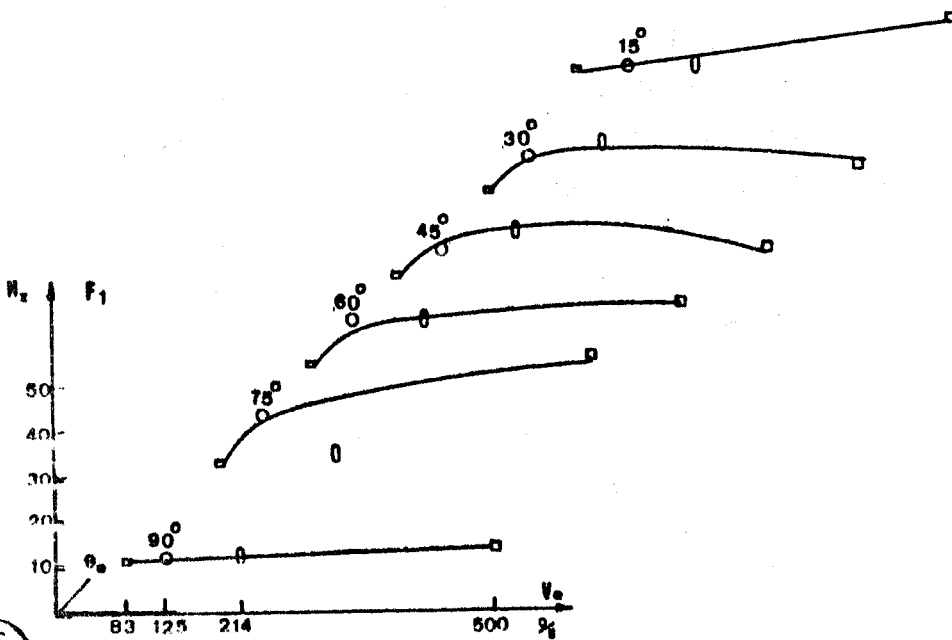


FIGURE V.10 b (MUSCLE ANTAGONISTE)

Les figures suivantes sont représentatives du déplacement fréquentiel du premier mode du spectre lorsque la vitesse d'exécution du mouvement varie de 83 à 500 °/s.



BUS  
LILLE

FIGURE V. 11 a (PREMIER MODE, MUSCLE AGONISTE)

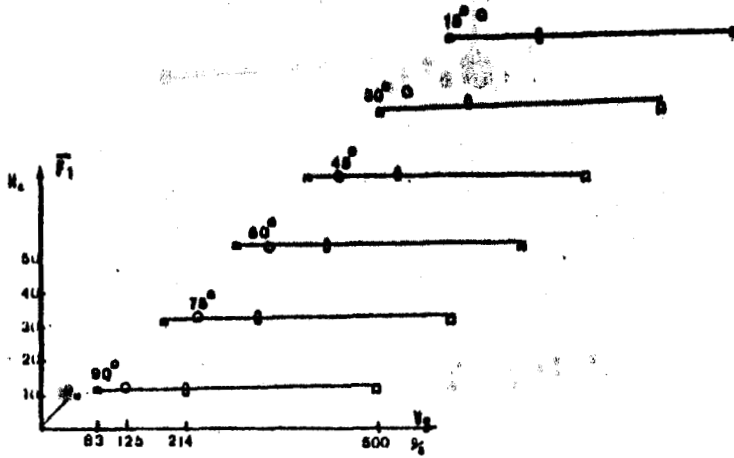


FIGURE V.11 b (PREMIER MODE, MUSCLE ANTAGONISTE)

La variable  $V_e$  n'a pas d'impact important sur les caractéristiques fréquentielles; c'est tout au plus pour les faibles amplitudes angulaires ( $\theta_e < 45^\circ$ ) que le spectre se déplace vers les hautes fréquences lorsque la vitesse d'exécution du mouvement augmente.

Afin de mettre en évidence l'influence de  $V_e$  sur les caractéristiques spectrales, les figures V.12 synthétisent pour  $\theta_e = 45^\circ$  l'évolution des spectres relatifs au muscle agoniste et antagoniste.

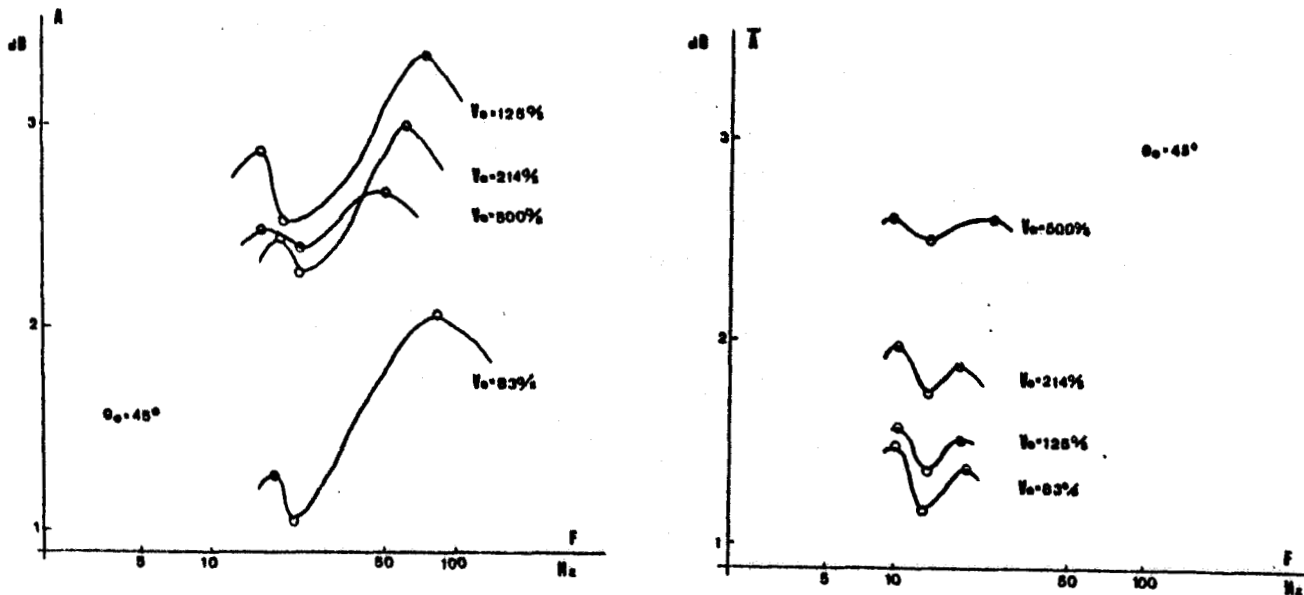


FIGURE V.12

### V.1.2.3. DISCUSSIONS PARTIELLES

#### - Conclusions partielles relatives aux mouvements céphaliques libres.

Nous venons d'établir la relation mathématique  $Q_s = f(\theta_e)$ , liant l'activité musculaire électrique du sterno-cléido-mastoïdien au cours de la rotation céphalique plane. L'évolution du signal bio-électrique en fonction des amplitudes de rotation suit une loi exponentielle, quelle que soit la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement.

Les potentiels relevés en regard du muscle agonistes sont significatifs pour des excentricités variant de 15 à 90°; alors que pour l'antagoniste, il est nécessaire d'atteindre des amplitudes angulaires supérieures à 45°.

L'analyse spectrale du signal E.M.G. traduit les deux processus de sommation (spatiale et temporelle) caractéristiques du signal E.M.G.

Par la décomposition en trois phases de la réponse céphalique à un stimulus de rotation, il s'avère que les caractéristiques énergétiques sont du même type que celles déterminées pour tout le mouvement d'aller et retour.

Pour le muscle agoniste, le fait que l'activité énergétique durant les phases dynamiques n'est pas prépondérante par rapport à la phase statique active, vérifie l'hypothèse de participation à 50 % du S.C.M. au cours de la rotation céphalique. Par contre, les paramètres fréquentiels relevés au cours de la phase dynamique ascendante (mouvement d'aller) sont supérieurs par comparaison aux deux autres phases; ce qui traduit un recrutement d'unités motrices plus important au début du mouvement.

En ce qui concerne le muscle antagoniste, son action ne devient significative pour des amplitudes de rotation supérieure à 45°; les caractéristiques énergétiques obéissent à la même loi exponentielle.

La décomposition triphasique a mis en évidence une activité énergétique accrue au moment du mouvement de retour.

L'étude des mouvements céphaliques libres exécutés à de différentes vitesses montre que plus cette vitesse est élevée et plus l'activité énergétique du muscle agoniste et antagoniste s'intensifie.

Nous établirons au cours du chapitre VI les équations déterminant

l'évolution des paramètres A et B relatifs à la fonction  $Q_s = f(\theta e)$ , qu'il existe une valeur limite de la vitesse ( $214^\circ/s$ ) (mouvement quasi-sinusoidal) à laquelle se produit une saturation de l'activité du muscle agoniste et antagoniste.

## V.2. CARACTERISTIQUES ENERGETIQUES DES MOUVEMENTS CEPHALIQUES EN CONTRE-RESISTANCE

La qualification des mouvements céphaliques en opposition à une force de résistance nous a amené à entreprendre des mesures particulières (voir chapitre III § 2.4. ). Le but de cette étude est de différencier le mouvement de rotation libre du mouvement en contre-résistance dans la biomécanique du système tête-cou.

### V.2.1. PRESENTATION DES RELEVES

La figure V.13 représente l'évolution du signal E.M.G. des muscles agoniste et antagoniste pour une valeur croissante de la force d'opposition, à une position céphalique donnée de  $60^\circ$ .

La force maximale d'opposition a été déterminée de façon à ce que l'opérateur humain puisse fixer la position angulaire qui lui a été définie, pendant une durée de 5 secondes sans être sujet à la fatigue. Ce qui correspond à une force maximale de 20 N.

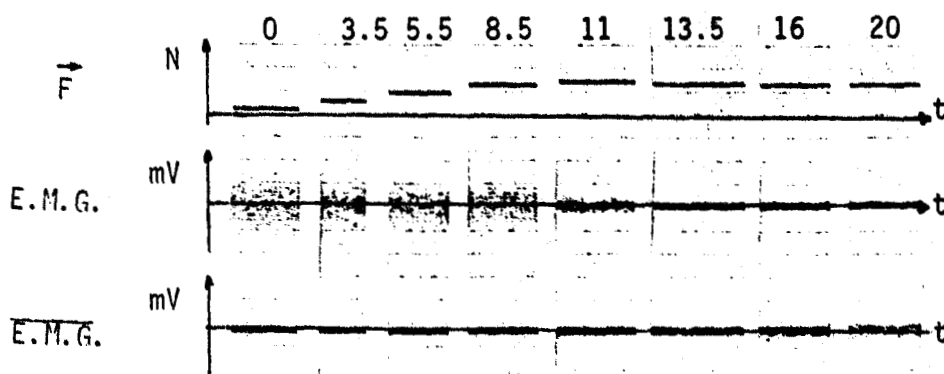


FIGURE V. 13

Mouvements en contre-résistance. Evolution du signal E.M.G. en fonction de la force d'opposition pour une position angulaire de  $60^\circ$  vers la droite.

Cette position céphalique de 60° droite a été choisie en fonction des résultats obtenus en mouvement libre pour le muscle agoniste et antagoniste, en remarquant qu'au dessous de 45° l'activité de l'antagoniste demeurait faible.

### V.2.2. EVOLUTION DES CARACTERISTIQUES ENERGETIQUES

Ce paragraphe présente les divers résultats obtenus par intégration et analyse spectrale du signal E.M.G. en fonction de la force d'opposition.

#### V.2.2.1 E.M.G. INTEGRE

Les tracés obtenus pour les huit différents niveaux de contre-résistance sont représentés sur la figure V. 14; ils sont relatifs au muscle agoniste (pour le mouvement de rotation vers la droite) et antagoniste.

A une force croissante de la contre-résistance, correspond une forte diminution du taux d'activité énergétique de l'agoniste alors que l'antagoniste s'intensifie jusqu'à lui devenir supérieur.

EVOLUTION DE L'E.M.G. INTEGRE DANS UN MOUVEMENT EN CONTRE-

RESISTANCE

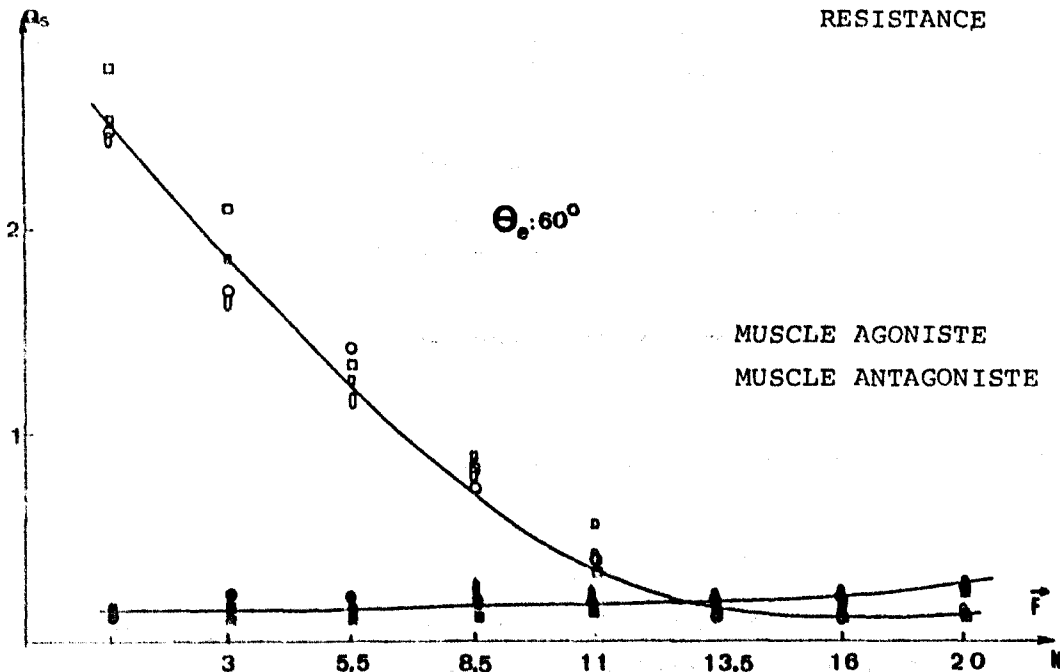
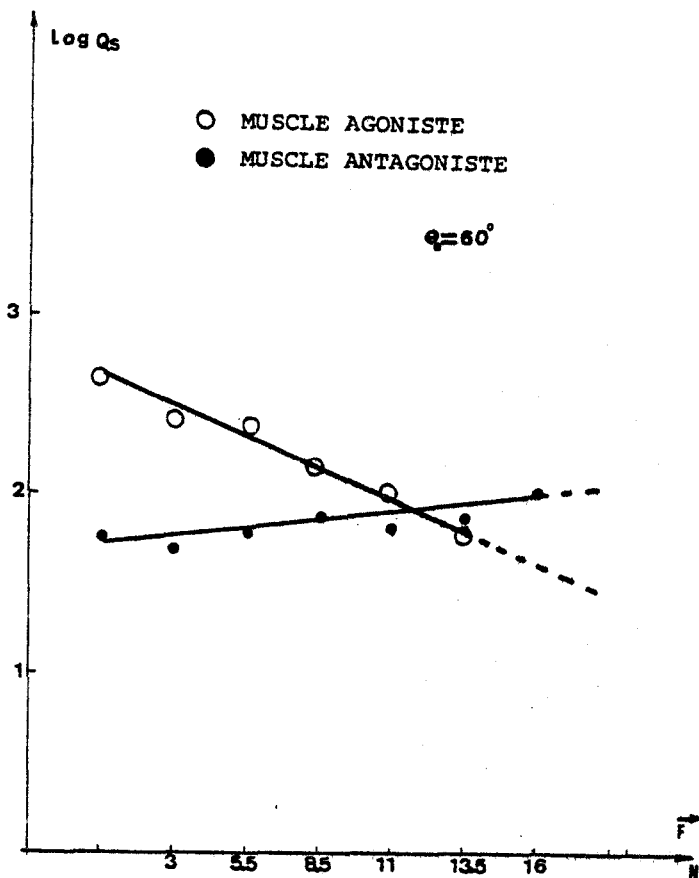


FIGURE V.14

Les caractéristiques sont de forme exponentielle; en effet, le coefficient de corrélation de la droite de régression linéaire calculé pour le logarithme de  $Q_s$  en fonction de  $F$  s'élève à .96 (figure V. 15) Remarquons la forte pente négative de la droite  $\text{Log } Q_s (F)$ . C'est pour une valeur de 13 N. que l'activité énergétique développée par le muscle antagoniste devient supérieure au muscle agoniste. La relation exprimant la quantité énergétique développée en contre-résistance pour une position angulaire donnée est la suivante :

$$\begin{aligned} (Q_s)_{\theta e} &= E_1 * \text{Exp} (E_2 * F) & E_2 < 0 & \text{ pour l'agoniste} \\ & & E_2 > 0 & \text{ pour l'antagoniste} \end{aligned}$$

La valeur des paramètres  $E_1$  et  $E_2$  est déterminée dans le chapitre VI.



EVOLUTION DU LOG. DE L'E.M.G. INTEGRE EN FONCTION DU NIVEAU DE LA FORCE DE CONTRE-RESISTANCE

FIGURE V. 15

V.2.2.2. ANALYSE SPECTRALE

La figure V. 16 rassemble pour quelques valeurs de la force de contre-résistance l'allure des D.S.P. déterminées pour le muscle agoniste (figure de gauche) et antagoniste (figure de droite). Généralement, les spectres restent caractérisés par leur aspect bimodal.

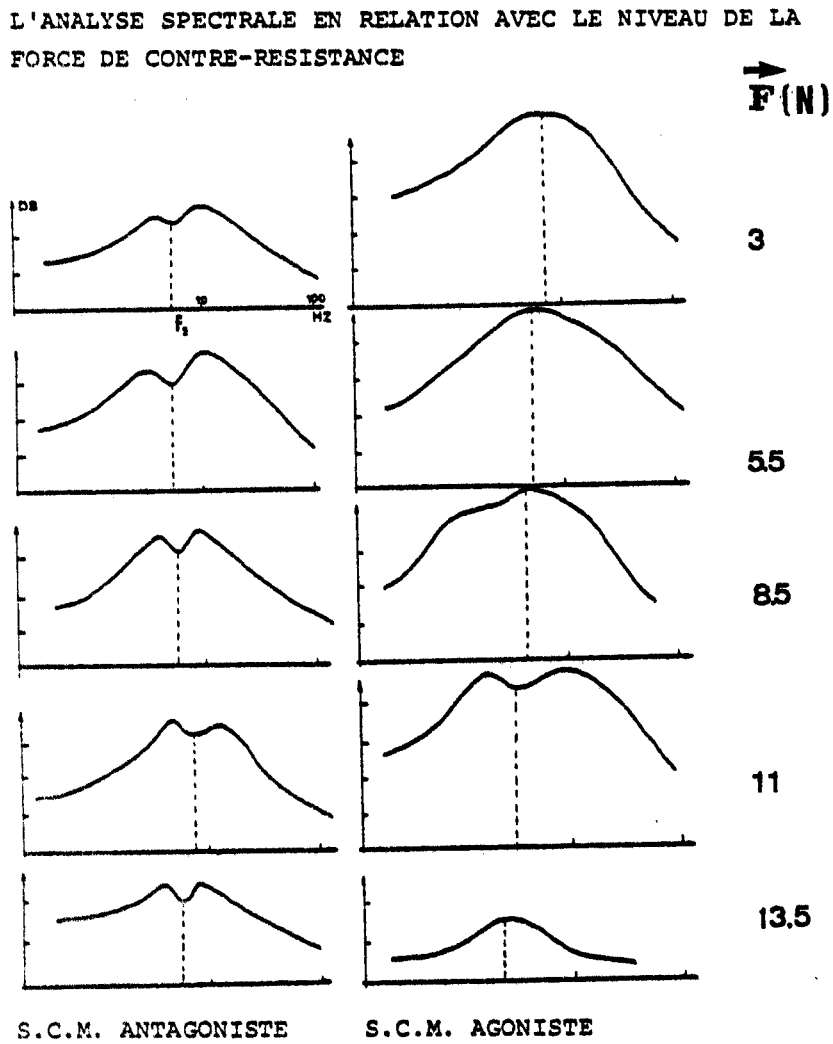
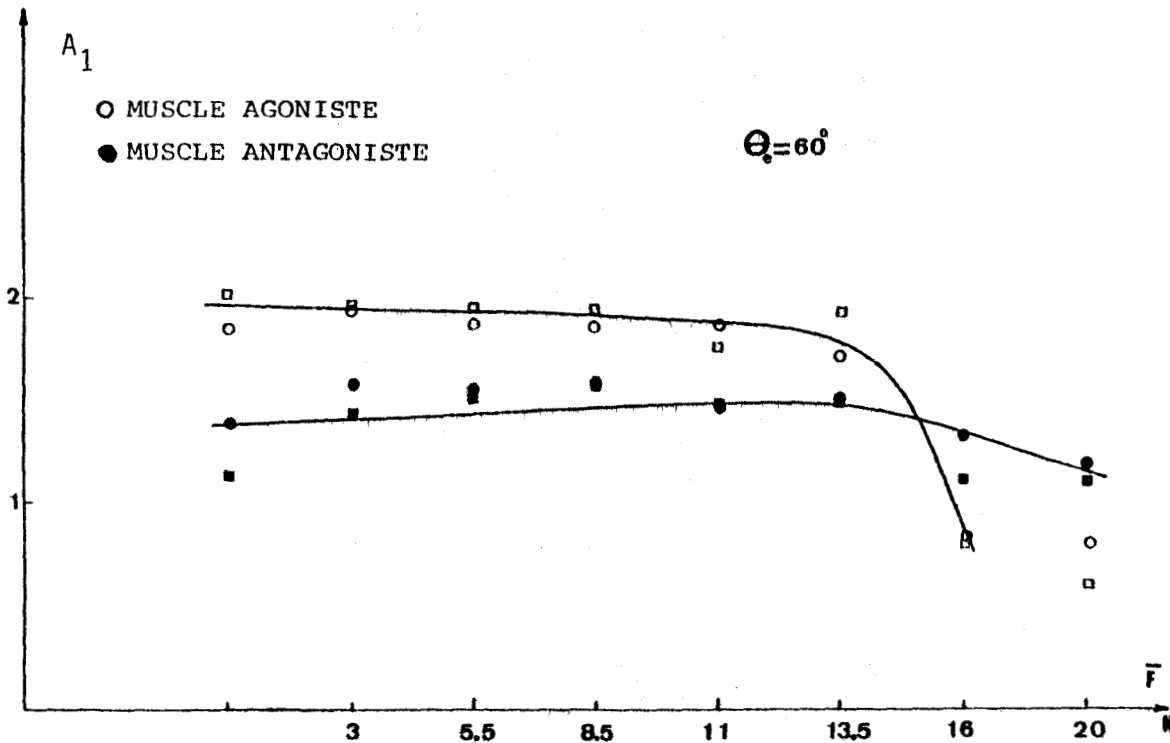


FIGURE V. 16  $\theta_e = 60^\circ$  droite



La caractéristique suivante montre l'évolution de l'amplitude du premier mode en fonction de la valeur de la force d'opposition.



EVOLUTION DE L'AMPLITUDE DU PREMIER MODE EN FONCTION DE LA FORCE DE CONTRE-RESISTANCE. FIGURE V.17

L'amplitude  $A_1$  (premier mode du spectre) relatif au muscle agoniste décroît légèrement jusqu'à la valeur  $F_{lim}$  (13 N) de la force d'opposition après laquelle elle chute brutalement pour devenir inférieure à l'amplitude maximale du spectre de l'antagoniste.

Sur la figure V. 18 se trouve représentée l'évolution fréquentielle du spectre du signal E.M.G. relatif au muscle agoniste et antagoniste.

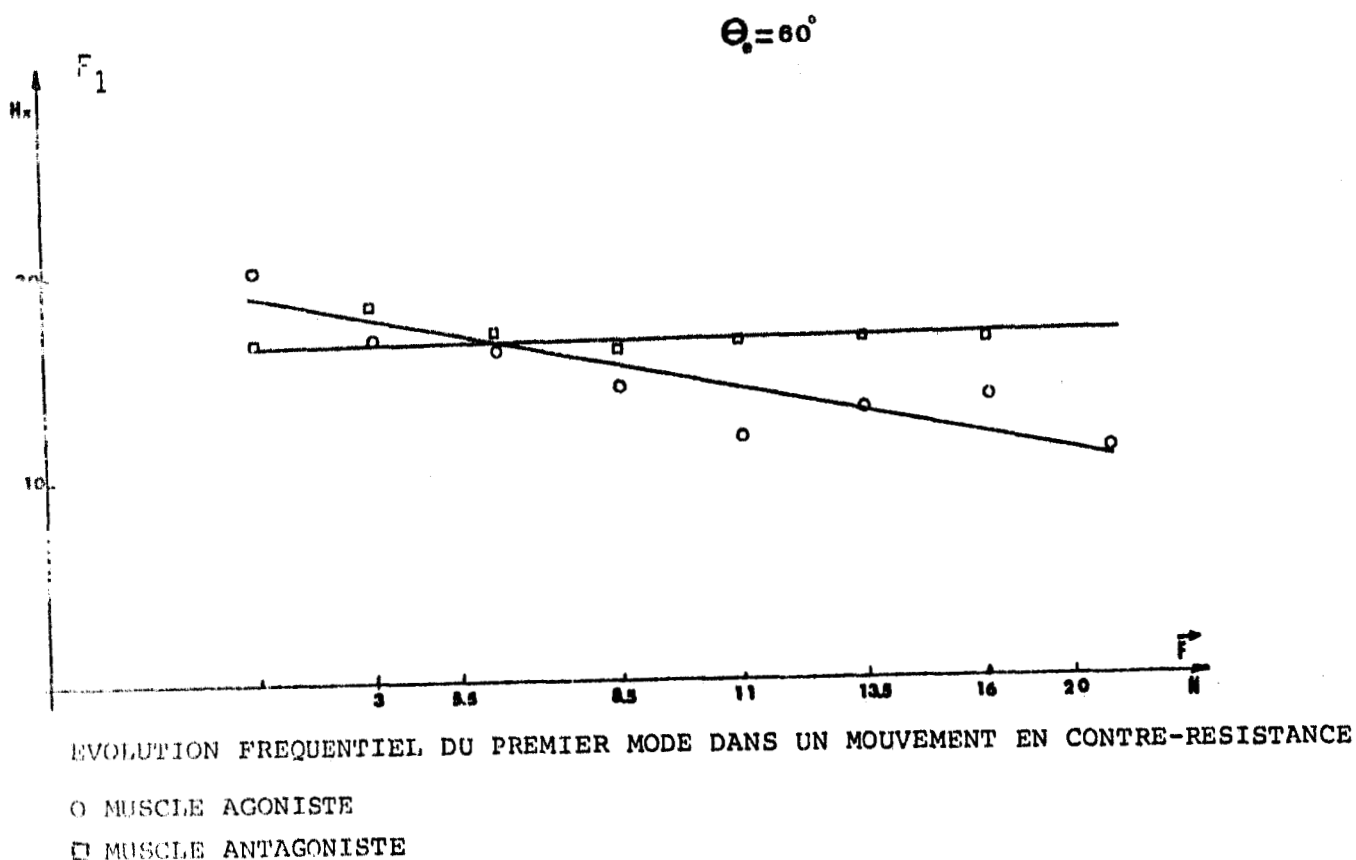


FIGURE V. 18

Comme précisé au paragraphe V. 2.1.2.1., à une diminution d'amplitude spectrale correspond un déplacement du spectre vers les basses fréquences  $F_1(\vec{F})$  et de même à une augmentation d'amplitude correspond un déplacement vers les hautes fréquences  $F_1(\vec{F})$ .

REMARQUES

De par leur position anatomique, les muscles S.C.M. jouent le rôle de générateur de force positive ou négative suivant qu'ils sont placés proche de la force d'opposition, en regard du pivot de la tête. (figure V. 19).

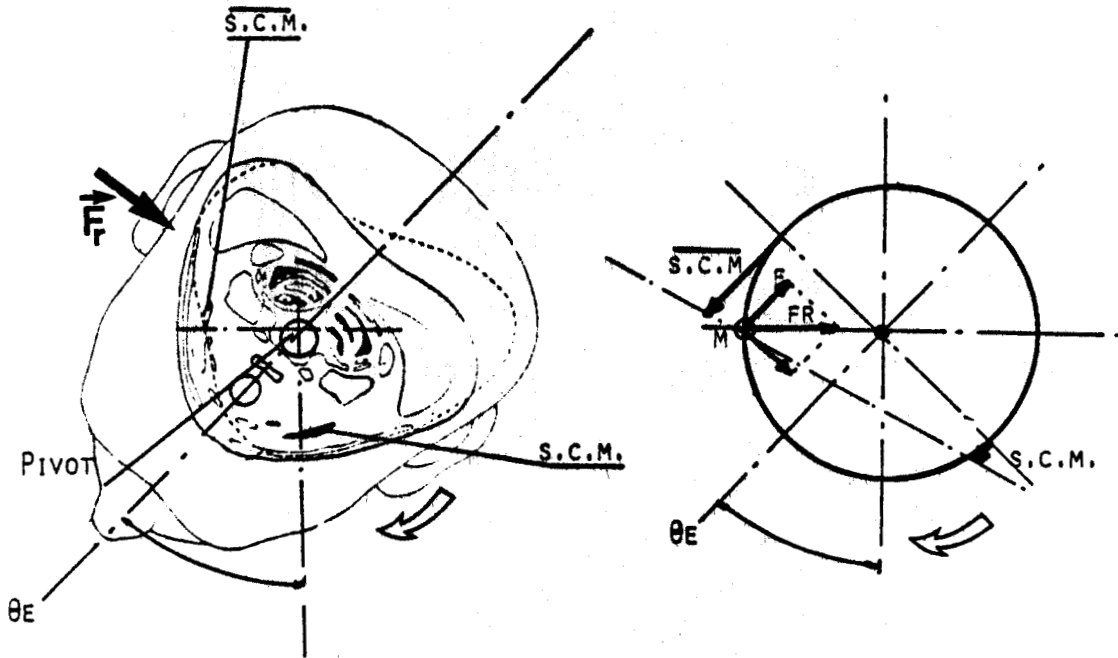


FIGURE V. 19

Pour une force d'opposition ( $F$ ) située en  $M$  proche du S.C.M. agoniste, correspond une activité de réaction positive importante de la part de l'antagoniste; par contre, plus la force d'opposition augmente, plus l'activité de l'agoniste doit diminuer afin de préserver la position d'équilibre  $\theta_e$ .

Pour le muscle antagoniste, la caractéristique  $\bar{Q}_s(\vec{F})$  permet de déterminer pour un  $\Delta\vec{F}$  donné le  $\Delta Q_s$  développé. Connaissant les caractéristiques  $Q_s(\theta_e)$ , il est facile d'établir la relation  $\vec{F}(\theta_e)$  comme formulé suivant la figure V. 20.

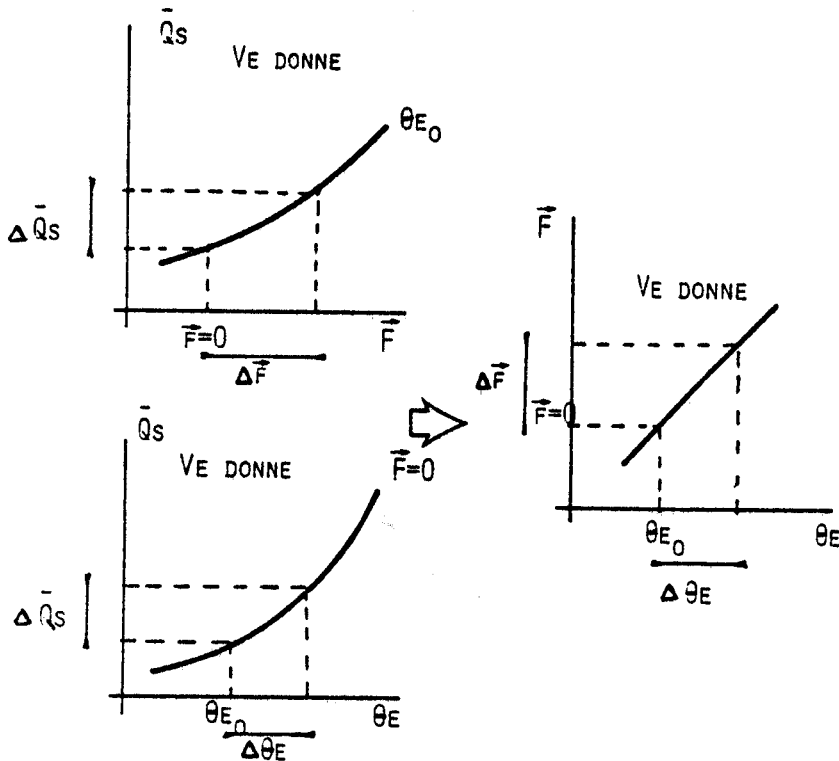


FIGURE V. 20

La caractéristique  $\vec{F}(\theta_e)$  est déterminée à partir de  $\theta_{e_{stat}}$ . (position angulaire céphalique initiale) et n'est valable que pour le muscle antagoniste, donc pour de faibles contractions musculaires. Nous rappelons que pour des  $\theta_{e_{stat}}: 45^\circ$  l'énergie développée par le muscle antagoniste est trop peu élevée pour fournir des caractéristiques significatives.

### V.2.2.3. DISCUSSIONS PARTIELLES

Cette dernière série d'expérimentations nous a permis de mettre en évidence la particularité des rôles joués par le sterno-cléido-mastôïdien agoniste et antagoniste en contre-résistance. On retrouve les remarques formulées précédemment au paragraphe V.2.1.2. caractérisant la contraction musculaire par une augmentation en amplitude de l'énergie développée ainsi qu'une intensification de la fréquence du signal E.M.G.; cette formulation étant maintenant réciproque.

La croissance non-linéaire du paramètre  $Q_s$  relatif à l'amplitude de l'activité énergétique musculaire lors de l'intensification de la force de contre-résistance ( $F$ ), est de forme exponentielle, le déplacement fréquentiel du spectre évolue quant à lui linéairement croissant pour le muscle antagoniste et décroissant pour l'agoniste.

La détermination de la caractéristique  $F(\theta_e)$  explicite la relation existant entre la force développée par le muscle et l'angle de rotation céphalique. La limite des interprétations de  $F(\theta_e)$  vient du fait que cette caractéristique est établie sur un intervalle  $(\theta_{e_{stat.}}, \theta_{e_{stat.}} + \Delta \theta_e)$ ,  $\theta_{e_{stat.}}$  constituant la position angulaire à laquelle se sont effectuées les mesures.

### V. 3. CONCLUSIONS

Deux séries d'expériences ont été présentées ; elles sont l'une et l'autre caractéristiques des mouvements céphaliques libres et en contre-résistance.

Les enregistrements relevés au cours des mouvements consécutifs libres nous révèlent que le signal E.M.G. est détectable à partir d'un angle de rotation ( $\theta_e$ ) de  $15^\circ$  pour le muscle agoniste et  $45^\circ$  pour l'antagoniste, et ce quelle que soit la vitesse d'exécution du mouvement.

Les signaux E.M.G. précèdent la réponse céphalique de 25 ms. en moyenne, ce qui correspond à la valeur des constantes de temps,

déterminée pour les autres muscles squelettiques humains.

Le muscle antagoniste se révèle plus actif au cours des phases dynamiques du mouvement, tandis que l'agoniste rentre en activation lentement et maintient un niveau quasi-constant au cours de la fixation.

Les paramètres qualitatifs de l'énergie musculaire sont notés :

- $Q_s$  pour l'E.M.G. intégré relevé sur le muscle agoniste,
- $\bar{Q}_s$  pour l'antagoniste,
- $A$  correspond à l'amplitude de l'un des trois points particuliers du spectre de densité de puissance (S.D.P.) de l'E.M.G. du muscle agoniste,
- $\bar{A}$  pour l'antagoniste,
- $F$  correspond à la position fréquentielle de l'un des trois points particuliers du S.D.P. de l'E.M.G. du muscle agoniste,
- $\bar{F}$  pour l'antagoniste.

La similitude des caractéristiques  $\text{Log } Q_s(\theta_e)$  et  $A(\theta_e)$  est justifiée par le fait que les deux quantités expriment une valeur énergétique maximale. La linéarité de ces caractéristiques permet d'exprimer la relation mathématique existant entre la quantité énergétique musculaire développée pour une rotation céphalique donnée. Elle se formule par l'expression suivante :

$$\Delta\theta_e = A + B.\vec{\Delta F}$$

où  $A$  et  $B$  dépendent de la vitesse d'exécution du mouvement.

L'analyse spectrale nous montre que le S.D.P. du signal E.M.G. est de forme bimodale. En prenant pour hypothèse l'identification du premier mode à la fréquence moyenne du signal E.M.G., nous sommes en mesure de qualifier et de quantifier l'activité électromyographique.

Globalement, à un accroissement de l'angle de rotation ( $\theta_e$ ) correspond une croissance de l'amplitude du spectre accompagnée d'un déplacement de celui-ci vers les hautes fréquences. (ce qui rejoint les résultats trouvés dans la bibliographie).

Une variation de la vitesse d'exécution ( $V_e$ ) des mouvements dénote une évolution particulière des caractéristiques énergétiques étudiées. Nous observons une intensification brutale de l'amplitude des paramètres énergétiques ( $Q_s, A$ ) ainsi qu'un tassement fréquentiel du spectre sur le premier mode, (le deuxième mode ne variant que légèrement sur l'axe des fréquences) au cours de l'augmentation de la vitesse d'exécution. Il apparaît une valeur particulière de  $V_e$  à laquelle les caractéristiques d'amplitudes ( $Q_s, A$ )aturent ( $V_e = 214^\circ/s$ ).

Les expérimentations entreprises en contre-résistance montrent le rôle spécifique de chacun des deux sterno-cléido-mastoïdiens. Il s'en suit qu'au fur et à mesure de la croissance de la force de résistance ( $F$ ) l'activité de l'agoniste décroît alors que l'antagoniste se contracte de plus en plus; En supposant le point d'appui de  $F$  placé proche de l'antagoniste, de façon à faire obstacle au mouvement positif de la tête.

Le relevé des valeurs différentielles  $Q_s(\theta_e)$  et  $Q_s(F)$  permet d'obtenir la relation linéaire définissant la force développée par le muscle pour engendrer une rotation céphalique.

En fonction des divers paramètres d'entrée ( $\theta_e, V_e, F$ ), les paramètres de sortie ( $Q_s, A, F$ ) s'expriment par des relations linéaires simples ( $Q_s(F), F(\theta_e)$ ) ou non linéaires ( $Q_s, A, (\theta_e)$ ).

C H A P I T R E VI

ELABORATION D'UN MODELE FONCTIONNEL  
DES MOUVEMENTS DE ROTATION CEPHALIQUE

---



## C H A P I T R E VI

### ELABORATION D'UN MODELE FONCTIONNEL DES MOUVEMENTS DE ROTATION CEPHALIQUE

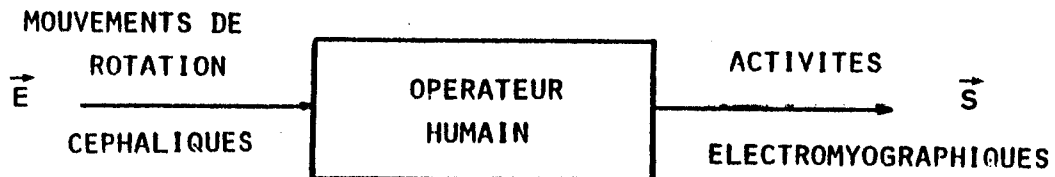
- VI.1. Principe de l'élaboration du modèle fonctionnel des mouvements de rotation céphalique
  - VI.1.1. Choix des paramètres d'entrée et de sortie
  - VI.1.2. Principe de la détermination du modèle
  - VI.1.3. Méthode d'ajustement
  
- VI.2. Modélisation de la réponse céphalique en mouvement libre
  - VI.2.1. Détermination de la rotation  $Q_s = f(\theta_e, V_e)$ 
    - . Muscle agoniste
    - . Muscle antagoniste
  - VI.2.2. Détermination de la relation  $F_1 = f(\theta_e, V_e)$ 
    - . Muscle agoniste
    - . Muscle antagoniste
  
- VI.3. Modélisation de la réponse céphalique en mouvement de contre-résistance
  - . Muscle agoniste
  - . Muscle antagoniste
  
- VI.4. Synthèse
  
- VI.5. Conclusions

VI.1 PRINCIPE DE L'ELABORATION DU MODELE FONCTIONNEL  
DES MOUVEMENTS DE ROTATION CEPHALIQUE.

La méthodologie employée dans cette étude a consisté à mettre en évidence et à quantifier le signal E.M.G. recueilli sur le principal groupe musculaire intervenant dans la rotation céphalique, caractérisée notamment par un paramètre d'amplitude angulaire et de vitesse d'exécution.

L'élaboration d'un modèle de synthèse permet le regroupement des divers résultats et explique les relations liant les composantes de l'entrée à celles de la sortie.

La modélisation proposée repose sur la synthétisation des caractéristiques expérimentales déterminées au cours de cette étude ; elle explicite les relations systématiques existant entre les paramètres retenus d'entrée et de sortie. D'une façon générale la modélisation de la réponse céphalique aboutit à la présentation de la fonction de transfert suivante :



- le vecteur d'entrée  $\vec{E}$  se compose des paramètres  $(\theta_e)$ ,  $(V_e)$  pour les expériences en mouvement libre et de  $\theta_e$  statique et  $\vec{F}$  en contre-résistance.
- le vecteur de sortie  $\vec{S}$  caractérise le signal E.M.G. en énergie et en fréquence.

### . Remarques

Les expérimentations effectuées au cours de cette étude sont liées aux types de mouvements céphaliques analysés, caractérisant ainsi le mouvement libre et en contre-résistance. Ces deux types d'étude supposent l'élaboration de protocoles différents et conduisent à la détermination d'un modèle biomécanique de synthèse propre à chaque situation expérimentale.

Le propos de ce chapitre sera donc de mettre en évidence pour le mouvement libre et pour le mouvement en contre-résistance, un modèle explicatif dont la conception repose sur les diverses caractéristiques énergétiques préalablement déterminées.

#### VI.1.1. CHOIX DES PARAMETRES D'ENTREE ET DE SORTIE

Ces deux modèles supposent la définition d'un vecteur d'entrée approprié à la nature du mouvement exécuté (voir chapitre I. . ), mais par contre le vecteur de sortie reste identique dans les deux cas.

La sortie du système définit le signal E.M.G. par deux paramètres ; le premier étant relatif à une quantité d'énergie et le second caractérise le signal en fréquence.

Les paramètres énergétiques rencontrés lors de cette étude sont déterminés par intégration du signal E.M.G. ( $Q_S$ ) et par l'amplitude des points particuliers ( $A_3$ ,  $A_2$ ,  $A_1$ ) du spectre de densité de puissance.

Les relevés expérimentaux montrent la similitude de l'évolution du paramètre  $Q_S$  et des paramètres  $A_3$ ,  $A_2$  et  $A_1$ .

Une analyse complémentaire a montré que la corrélation existant entre ces deux paramètres est supérieure à 0.99 (voir figure VI.1) l'utilisation de  $Q_S$  et de  $A_3$ ,  $A_2$ ,  $A_1$  simultanément paraît superflue pour caractériser le vecteur de sortie.

Le choix s'est porté sur  $Q_S$  car il représente l'accumulation énergétique totale, développée au cours du mouvement céphalique ; il est de ce fait, particulièrement représentatif du taux d'activité musculaire.

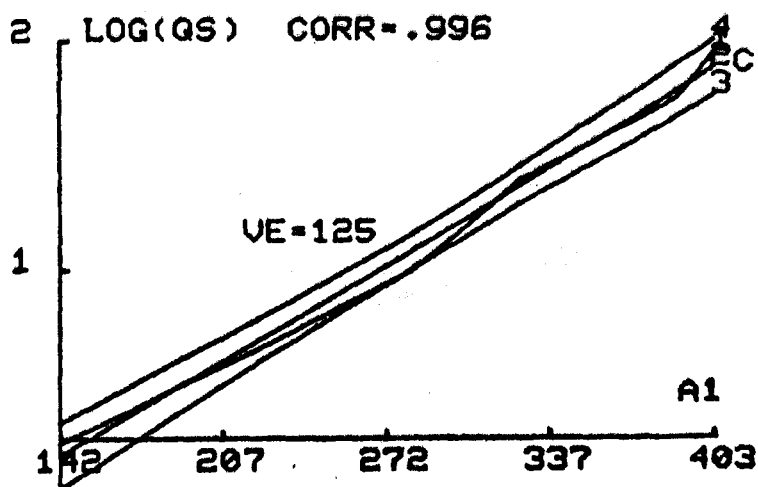


FIGURE VI.1 Corrélation entre Log  $Q_s$  et  $A_1$ .

Le paramètre fréquentiel  $F_1$  a été retenu suite aux remarques formulées au chapitre II.2.5.2 en faisant l'hypothèse que cette composante fréquentielle représente la fréquence moyenne du signal E.M.G.

Le vecteur de sortie composé de  $Q_s$  et  $F_1$  quantifie et qualifie la réponse musculaire à un stimulus d'entrée.

#### VI.1.2. PRINCIPE DE LA DETERMINATION DU MODELE

Le principe de l'identification ou de l'ajustement des caractéristiques énergétiques est basé sur la méthode du modèle, en choisissant comme critère de la meilleure approximation, le degré du coefficient de corrélation obtenu lors d'un ajustement de la courbe par la méthode des moindres carrés ; le schéma fonctionnel d'une telle opération est celui de la figure VI.2.

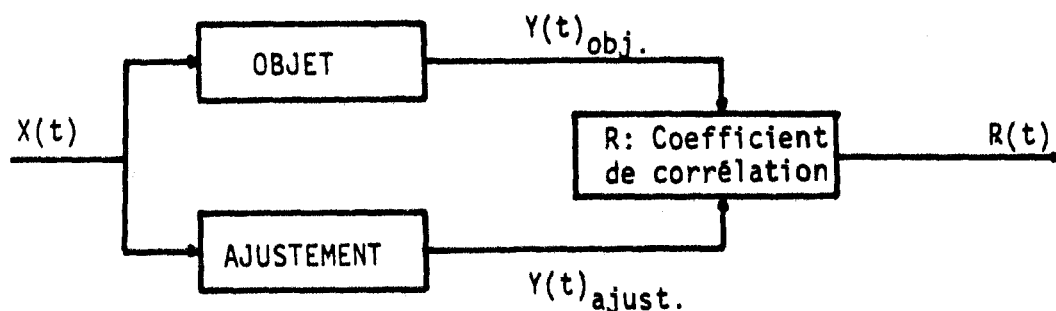


Figure VI.2

La méthodologie de travail consiste à élaborer à partir des caractéristiques connues un modèle qui sera unique pour le type d'expérimentation cité, donc de déterminer les fonctions  $f_1$  et  $f_2$  de la figure VI.3, fonctions qui caractérisent les relations existant entre les variables de l'entrée  $\vec{E}$  et de la sortie  $\vec{S}$ .

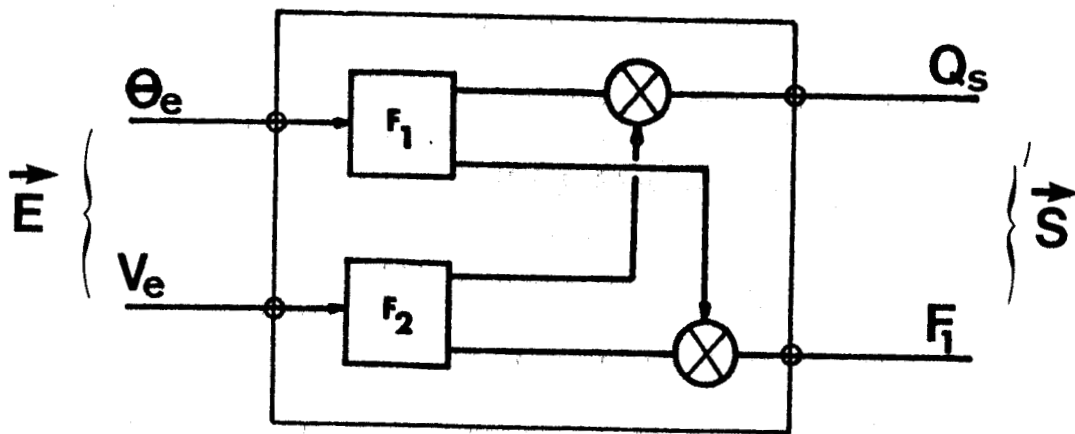


Figure VI.3

### VI.1.3. METHODE D'AJUSTEMENT

On cherche à exprimer sous une forme mathématique les relations liant les sorties ( $Q_S, F_1$ ) aux entrées ( $\theta_e, V_e$ ). La détermination des équations reliant les variables citées résulte de l'ajustement des caractéristiques  $(Q_S)_{V_e} = f(\theta_e)$  et  $(F_1)_{V_e} = f(\theta_e)$  par la méthode des moindres carrés. On donne ci-dessous pour référence plusieurs types communs de courbes d'ajustement ainsi que leur équation.

Pour une meilleure compréhension, la variable d'entrée est notée X et la variable de sortie ( $Q_S$  ou  $F_1$ ) notée Y.

$Y = a_0 + a_1 X$	Droite
$Y = a_0 + a_1 \log X$	Fonction logarithmique
$Y = a_0 \cdot \exp(a_1 \cdot X)$	Fonction exponentielle
$Y = a_0 \cdot X^{a_1}$	Fonction puissance.

L'approche mathématique est déterminée par la recherche des coefficients  $a_0$  et  $a_1$ .

Ainsi, pour un ajustement à une droite on procédera de la façon suivante :

où les coefficients  $a_0$  et  $a_1$  sont déterminés en résolvant les équations,

$$\begin{aligned}\sum Y &= a_0 N + a_1 X \\ \sum XY &= a_0 X + a_1 (X^2).\end{aligned}$$

N représentant le nombre de points de la courbe  $Y = f(X)$  la résolution du système donne

$$a_0 = \frac{\sum Y \cdot \sum X^2 - \sum X \cdot \sum XY}{N \sum X^2 - (\sum X)^2}$$

$$a_1 = \frac{N \sum XY - \sum X \sum Y}{N \sum X^2 - (\sum X)^2}$$

Les coefficients  $a_0$  et  $a_1$  seront déterminés pour l'ajustement logarithmique, exponentielle, et puissance.

Le meilleur ajustement correspondra à celui dont le coefficient de corrélation sera le plus élevé et le plus proche de 1.

Pour les divers ajustements, le coefficient de corrélation est donné par la formule

$$r = \frac{N \sum XY - \sum X \cdot \sum Y}{\sqrt{(N \sum X^2 - (\sum X)^2)(N \sum Y^2 - (\sum Y)^2)}}$$

Suivant l'ajustement désiré  $\sum X$  et  $\sum Y$  correspondent aux valeurs suivantes

	Droite	Logarithme	Exponentielle	Puissance
SX	$\sum X$	$\sum \log X$	$\sum X$	$\sum \log X$
SY	$\sum Y$	$\sum Y$	$\sum \log Y$	$\sum \log Y$
SXY	$\sum X \cdot Y$	$\sum (Y \cdot \log X)$	$\sum X \cdot \log Y$	$\sum (\log X \cdot \log Y)$

Une série de tests sur l'hypothèse de la valeur de  $r$  permet de trouver les limites de confiance des coefficients de corrélation ainsi que des coefficients  $a_0$  et  $a_1$ . C'est ainsi qu'après avoir déterminé

la valeur du coefficient de corrélation  $r$ , nous déterminons les limites de confiance à 95% de ce coefficient.

Soit  $p$  le coefficient de corrélation théorique, déterminons sur  $p$  les limites de confiance à 95% par l'emploi de tests d'hypothèse sur  $p$ .

Le test étant effectué sur  $p \neq 0$ , on se sert de la transformation en  $z$  dite transformation de Fischer.

On utilise le fait que la statistique

$$z = \frac{1}{2} \log_e \left( \frac{1+r}{1-r} \right) = 1,1513 \log_{10} \left( \frac{1+r}{1-r} \right)$$

suit approximativement une loi normale de moyenne

$$\mu_z = \frac{1}{2} \log_e \left( \frac{1+p}{1-p} \right) = 1,1513 \log_{10} \left( \frac{1+p}{1-p} \right)$$

les limites de confiance à 95% pour  $\mu_z$  sont données par l'intervalle de confiance de la moyenne.

$$z = z_{\alpha} \pm \mu_{\alpha} \sqrt{\sigma_z}$$

où  $\mu_{\alpha}$  dépend du seuil de confiance désiré, il est donné par la table de distribution de la loi normale

$$(\mu_{\alpha} = 1,96 \text{ pour une valeur critique à 95\%})$$

$$\sigma_z = 1 / (N-3) \text{ avec } N \text{ représentant le nombre d'échantillons.}$$

$$\text{d'où } z = z_{\alpha} \pm 1,96 \sqrt{\sigma_z} = 1,1513 \log_{10} \frac{1+r}{1-r} \pm 1,96 \frac{1}{\sqrt{N-3}}$$

en revenant à l'expression de  $p$

$$1,1513 \log_{10} \frac{1+r}{1-r} - \frac{1,96}{\sqrt{N-3}} < p < 1,1513 \log_{10} \frac{1+r}{1-r} + \frac{1,96}{\sqrt{N-3}}$$



$P_m < P < P_M$ , si  $P_m, P, P_M$  sont de même signe alors l'estimation de la courbe est significative (avec  $r$  proche de 1). L'estimation des coefficients  $a_0$  et  $a_1$  s'obtient par le test sur l'hypothèse que  $a_1 = A_1$ .

Pour tester l'hypothèse que le coefficient de régression  $a_1$  est égal à une valeur particulière  $A_1$ , on utilise le fait que la statique

$$t = \frac{a_1 - A_1}{SY.X/S_X} \sqrt{N - 2}$$

suit une distribution de Student à  $(N - 2)$  degrés de liberté (t est donné par la table de distribution de Student pour l'intervalle de confiance souhaité) de même

$$t = \frac{a_0 - A_0}{SY.X \sqrt{1 + \frac{1}{N}}}$$

pour tester l'hypothèse de la valeur de  $a_0$ .

## VI.2. MODELISATION DE LA REPOSE CEPHALIQUE EN MOUVEMENT LIBRE

Rappelons qu'en mouvement libre, les paramètres d'entrée retenus sont  $\theta_e$ ,  $V_e$  et D.F. (voir chapitre III.2.1.); que nous pouvons considérer l'entrée comme définie par les deux composantes  $\theta_e$  et  $V_e$ ; D.F. étant directement proportionnel à la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement; les paramètres de sortie sont  $Q_S$  et  $F_1$ .

### VI.2.1. DETERMINATION DE LA RELATION $Q_S = f(\theta_e, V_e)$

#### muscle agoniste

La méthode d'ajustement définie au § VI.1.3. a permis de déterminer l'équation mathématique expliquant l'évolution de l'E.M.G. intégré  $Q_S$  en fonction de l'angle de rotation  $\theta_e$ . Cette caractéristique pour un coefficient de corrélation supérieur à .95, se formule par la relation suivante :

$$Q_S = B_1 \cdot \text{Exp}(A_1 \cdot \theta_e) \quad (1)$$

$$\text{avec } B_1 = f(V_e)$$

$$A_1 = f(V_e)$$

Il est possible de déterminer les coefficients  $A_1$  et  $B_1$  dépendant de  $V_e$  par la méthode de la régression linéaire (voir § VI.1.3.).

La figure VI.3 représente les diverses relations  $Q_S = f(\theta_e, V_e)$  pour la vitesse caractéristique de 125°/s.

En se rapportant au test de STUDENT relatif aux ensembles de faible nombre d'échantillons, nous sommes en mesure d'estimer nos valeurs à un risque d'erreur de 5%.

Le tableau VI.4 présente l'évolution des coefficients  $A_1$  et  $B_1$  pour les variations de la vitesse d'exécution du mouvement céphalique.

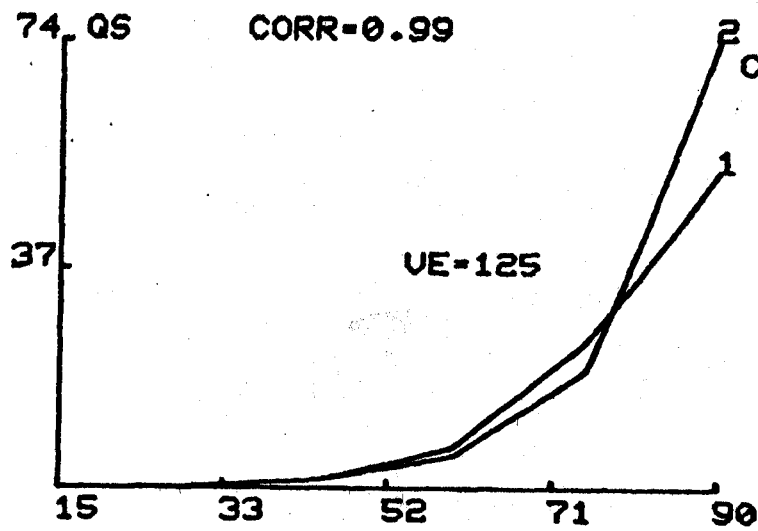


FIGURE VI.4 Ajustement (2) de  $Q_s = f(\theta_e)$

$V_e$ °/s	$A_1$	$B_1$	Coef. corr.
83	.0765	.0140	.988
100 *	.0840	.01547	.998
125	.0890	.02565	.999
214	.0950	.03796	.997
300 **	.0955	.04162	.992
500	.0960	.04307	.998

TABLEAU : VI.

N.B. les valeurs marquées d'un astérisque ont été approximées afin de pouvoir déterminer sur plus de points, les fonctions  $A_1$  et  $B_1$  f ( $V_e$ ) qui sont de la forme suivante :

$$A_1 = B_2 + A_2 \cdot \log V_e \quad (2)$$

$$\begin{array}{l} \text{avec } B_2 = .02895 \\ A_2 = .0117 \end{array} \left. \begin{array}{l} \text{Coef. de} \\ \text{corrélation} = .921 \end{array} \right\}$$

$$B_1 = B_3 + A_3 \cdot \log V_e \quad (3)$$

$$\begin{array}{l} \text{avec } B_3 = - .07721 \\ A_3 = .02078 \end{array} \left. \begin{array}{l} \text{Coef. de} \\ \text{corrélation} = .978 \end{array} \right\}$$

En reportant les équations (2) et (3) dans (1)

$$Q_s = ( B_3 + A_3 \cdot \text{Log } V_e ) \cdot \text{Exp}(( B_2 + A_2 \cdot \text{Log } V_e ) \cdot \theta_e) \quad (4)$$

La stimulation de la fonction (4) a permis de tracer les caractéristiques de la figure VI.7. représentant l'évolution de  $Q_s$  en fonction de  $\theta_e$ , paramétrée en  $V_e$ .

L'indice d'erreur est fourni par la distance quadratique moyenne normée existant entre les caractéristiques réelles et simulées. Le tableau VI.6. dresse les résultats suivants :

$V_e$ °/s	83	125	214
$\xi^2$	26,5	15,2	21,2

TABLEAU : VI.6

Nous remarquons que l'erreur quadratique moyenne ne dépasse pas 30%, ce qui justifie une bonne estimation des caractéristiques par cette méthode.

Suivant les remarques formulées au § VI.2., l'élaboration du modèle préconise la mise en place des différents blocs fonctionnels caractérisant l'équation mathématique  $Q_s = f(\theta_e, V_e)$ . L'équation (4) décrit l'évolution exponentielle de  $Q_s$  ( $NL_1$ ) en fonction du produit de l'amplitude angulaire  $\theta_e$  par une variable dépendante du logarithme ( $NL_2$ ) de la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement ( $V_e$ ), le gain de l'expression générale étant modulé par l'introduction ( $NL_3$ ) d'une deuxième variable dépendante de  $V_e$ .

Afin de ne pas omettre les saturations apportées par les consignes de vitesse, deux blocs de saturation sont disposés en amont des caractéristiques non-linéaires  $NL_2$  et  $NL_3$  (voir figure VI.8) de valeur 214 °/s.

La saturation de rotation angulaire fixée à 75° apparaît en fin de boucle. De même en aval, un seuil angulaire traduit le niveau d'amplitude de la rotation céphalique à partir duquel peuvent être relevés des enregistrements de sortie.

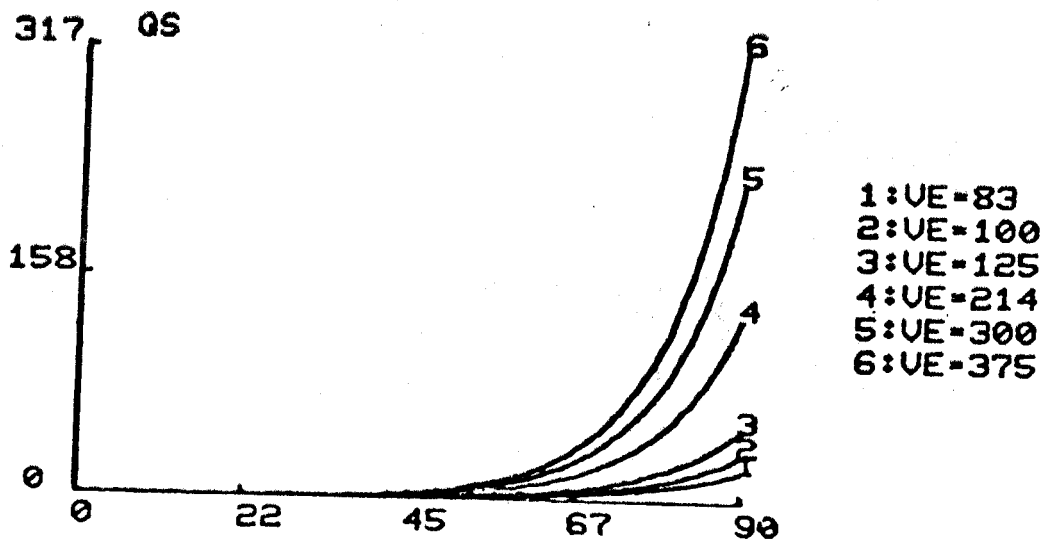


FIGURE VI.7 Simulation de  $Q_s = f(\theta_e)$

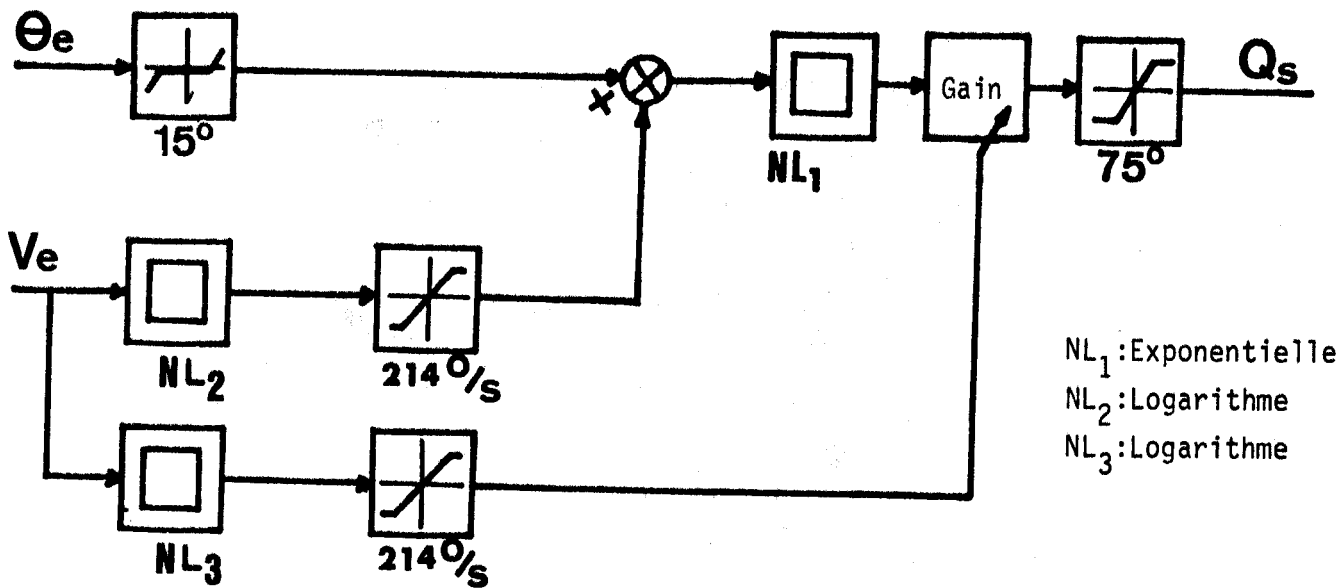


FIGURE VI.8 Transfert  $Q_s f(\theta_e, V_e)$

$$Q_s = (-.07721 + .02078 \cdot \text{Log}(V_e)) \cdot (\text{Exp}(.02895 + .0117 \cdot \text{Log}(V_e)) \cdot \theta_e)$$

Modélisation de la réponse céphalique en mouvement libre par la quantification énergétique en amplitude du signal E.M.G. relevé sur le muscle agoniste.



DETERMINATION DE  $\bar{Q}_S = f(\theta_e, V_e)$

• muscle antagoniste

L'équation caractéristique de  $\bar{Q}_S$  est donnée par l'expression

$$\bar{Q}_S \Big|_{V_e} = \bar{B}_1 \cdot \text{Exp} ( \bar{A}_1 \cdot \theta_e ) \quad (5)$$

avec  $\bar{B}_1 = f(V_e)$   
 $\bar{A}_1 = f(V_e)$

La détermination des équations  $\bar{A}_1$  et  $\bar{B}_1$  s'effectue de la même manière que précédemment.

Les équations  $\bar{A}_1$  et  $\bar{B}_1$  sont de la forme, (au risque d'erreur à 5%)

$$\bar{A}_1 = \bar{B}_2 + \bar{A}_2 \cdot \log V_e \quad (6)$$

avec  $\bar{A}_2 = .01016$  } Coef. de  
 $\bar{B}_2 = .06115$  } corrélation = .895

$$\bar{B}_1 = \bar{B}_3 + \bar{A}_3 \cdot \log V_e \quad (7)$$

avec  $\bar{A}_3 = .00811$  } Coef. de  
 $\bar{B}_3 = .0000613$  } corrélation = .979

Reportant les équations (6) et (7) dans (5), on obtient

$$\bar{Q}_S = ( \bar{B}_3 + \bar{A}_3 \cdot \text{Log } V_e ) \cdot \text{Exp} ( ( \bar{B}_2 + \bar{A}_2 \cdot \text{Log } V_e ) \cdot \theta_e ) \quad (8)$$

La simulation de la fonction (8) donne les caractéristiques représentées sur la figure VI.9.

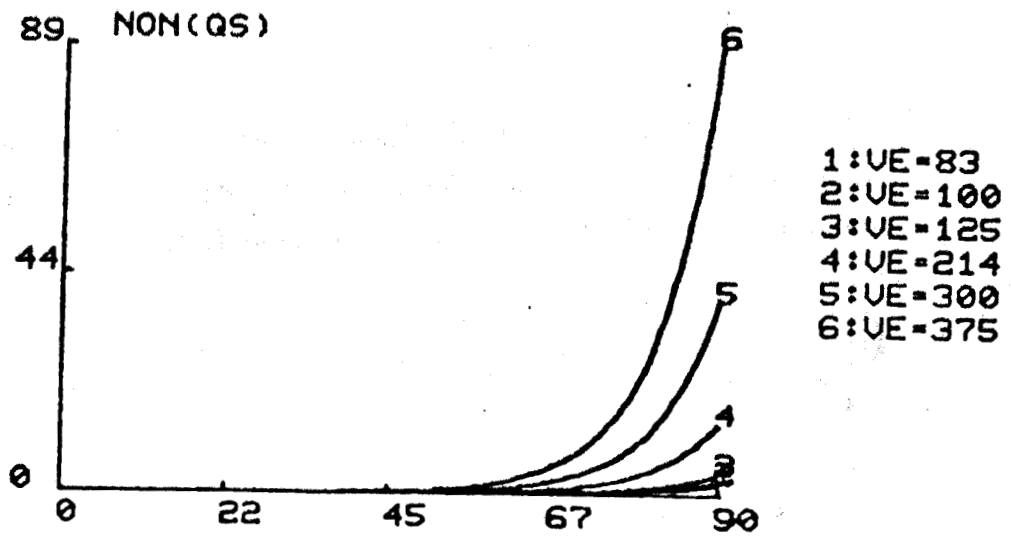


FIGURE VI.9 Ajustement de  $\bar{Q}_s = f(\theta_e)$

Le calcul de l'erreur quadratique affectée à la simulation nous permet d'établir le tableau suivant :

TABLEAU VI.10

$Ve^\circ/s$	83	125	214
$\epsilon^2$	26,2	28,3	19,8

L'erreur sur la modélisation reste inférieure à 30%.

Nous pouvons à l'aide de l'équation (8) tracer le transfert relatif à  $\bar{Q}_s$ , en tenant compte des nouveaux seuils et saturations, existant pour le muscle antagoniste.

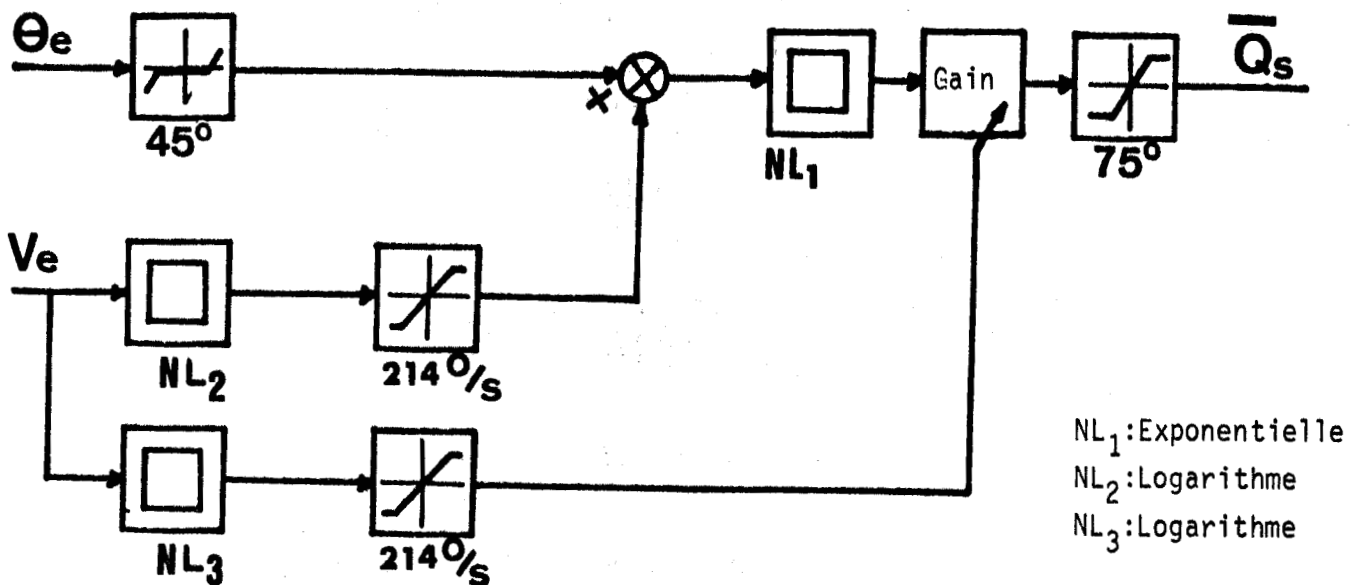


FIGURE VI.11 Transfert  $\bar{Q}_s = f(\theta_e, V_e)$

$$\bar{Q}_s = (.000061 + .008 \cdot \text{Log}(V_e)) \cdot \text{Exp}(.061 + .01 \cdot \text{Log}(V_e)) \cdot \theta_e$$

Cette figure représente la modélisation de la réponse céphalique en mouvement libre, par la quantification énergétique en amplitude du signal E.M.G. relevé sur le muscle antagoniste.

### VI.2.2. DETERMINATION DE $F_1 = f(\theta_e, V_e)$

#### muscle agoniste

La variation de  $F_1$  est quasi-linéaire en fonction de  $\theta_e$  comme l'indiquent les caractéristiques relevées. L'évolution de  $F_1$  obéit à la loi

$$F_1 \Big|_{V_e} = C_1 + D_1 \cdot \theta_e \quad (9)$$

La détermination de la variation de  $C_1$  et  $D_1$  en fonction de  $V_e$  s'obtient par la méthode d'ajustement précédemment présentée.

$$C_1 = C_2 + D_2 \cdot \log V_e \quad (10)$$

$$\left. \begin{array}{l} \text{avec } C_2 = .01120 \\ D_2 = .004169 \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{Coef. de} \\ \text{corrélation} = .950 \end{array}$$

de même

$$D_1 = C_3 + D_3 \cdot \log V_e \quad (11)$$

$$\left. \begin{array}{l} \text{avec } C_3 = 6.558 \\ D_3 = 2.675 \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{Coef. de} \\ \text{corrélation} = .962 \end{array}$$

d'où en reportant les équations (10) et (11) dans (9)

$$F_1 = (C_2 + D_2 \cdot \log V_e) + (C_3 + D_3 \cdot \log V_e) \cdot \theta_e \quad (12)$$

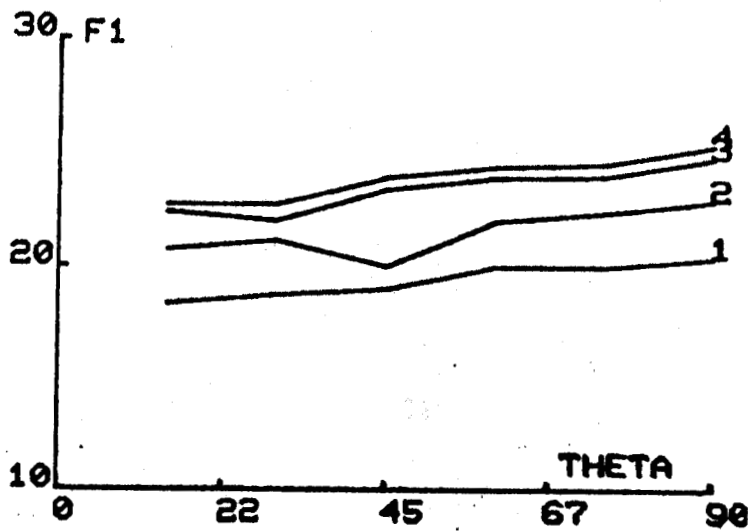


le niveau de l'erreur

Ve°/s	83	125	214	500
$\epsilon^2$	.822	.858	1.25	1.45

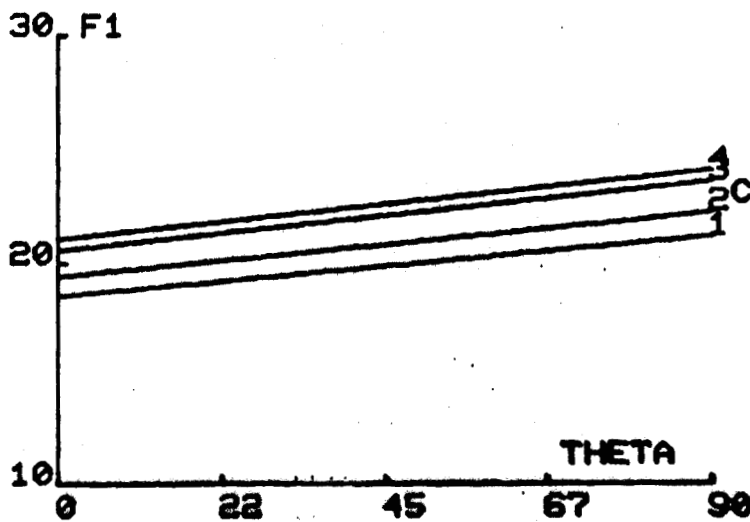
TABLEAU VI.12

La figure VI.13 représente les caractéristiques réelles  $F_1(\theta_e, V_e)$  et simulées, pour des valeurs de la vitesse d'exécution variant de 83, 125, 214 à 500°/s.



- 1: VE=83
- 2: VE=125
- 3: VE=214
- 4: VE=500

FIGURE VI.13 Caractéristiques  $F_1(\theta_e)$  réelles.



Caractéristiques simulées

L'équation (12) permet de dresser le schéma de la fonction de transfert représentant l'évolution de  $F_1$  par rapport à  $V_e$  et  $\theta_e$ .

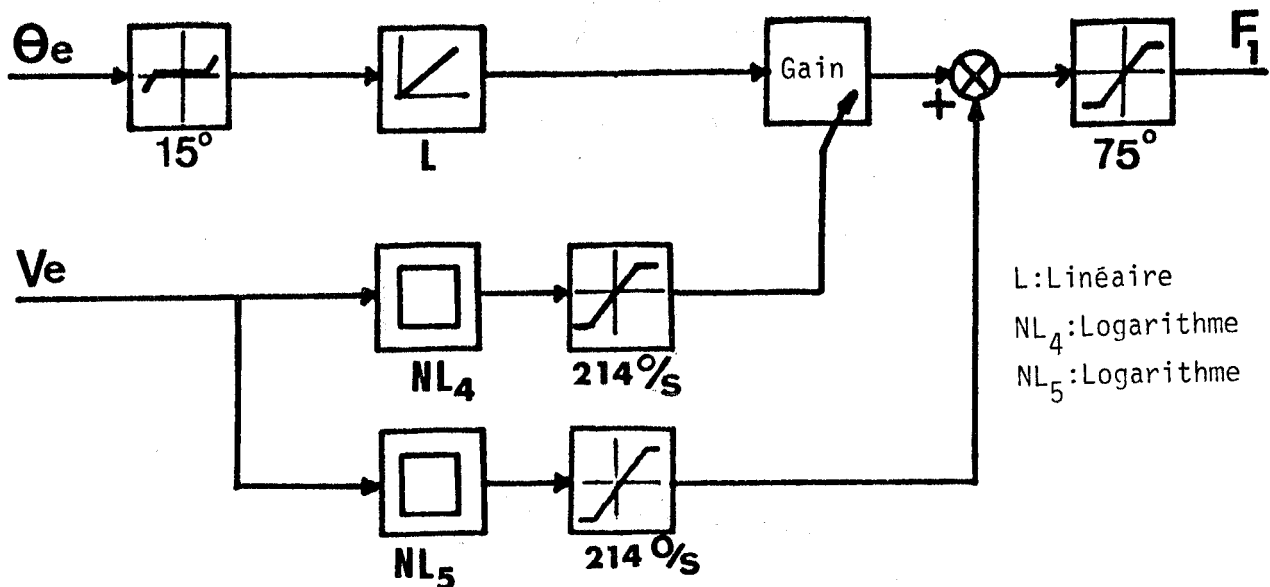


FIGURE VI.14

Figure VI.14  $F_1 = (.0112 + .00416 \cdot \text{Log}(V_e)) + (6.55 + 2.67 \cdot \text{Log}(V_e)) \cdot \theta_e$

muscle antagoniste

Il s'agit d'ajuster les caractéristiques  $\bar{F}_1(\theta_e, V_e)$  qui présentent aussi une forme de linéarité.

$$\bar{F}_1 = \bar{C}_1 + \bar{D}_1 \cdot \theta_e \quad (13)$$

La recherche des coefficients  $\bar{C}_1$  et  $\bar{D}_1$  est donnée par l'enregistrement des caractéristiques présentées au chapitre V d'où

$$\bar{C}_1 = \bar{C}_2 + \bar{D}_2 \log V_e \quad (14)$$

avec  $\bar{C}_2 = 5.01$   
 $\bar{D}_2 = .319$  } Coef. de  
 corrélation = .939

de même  $\bar{D}_1 = \bar{C}_3 + \bar{D}_3 \cdot \log V_e$  (15)

avec  $\bar{C}_3 = .03068$   
 $\bar{D}_3 = .00634$  } Coef. de  
 corrélation = .936

En regroupant les équations (14) et (15)

$$\bar{F}_1 = (C_2 + D_2 \cdot \text{Log } V_e) + (C_3 + D_3 \cdot \text{Log } V_e) \cdot \theta_e \quad (16)$$

D'où la simulation représentée sur la figure ci-dessous,

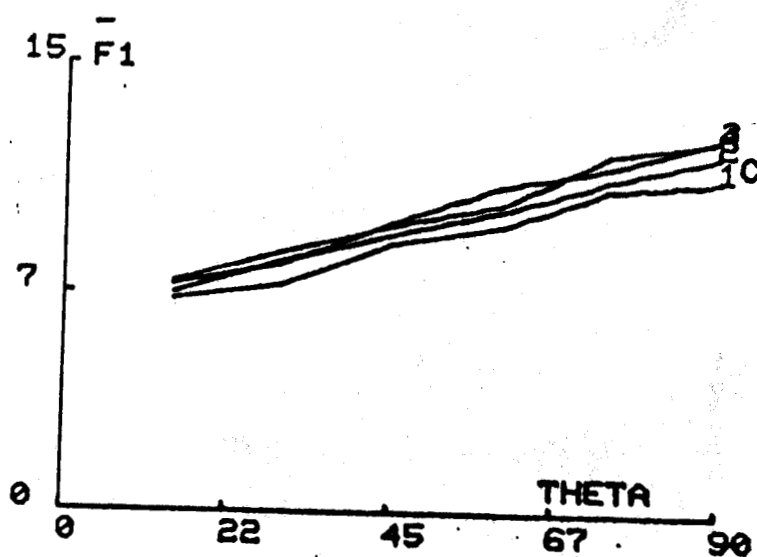
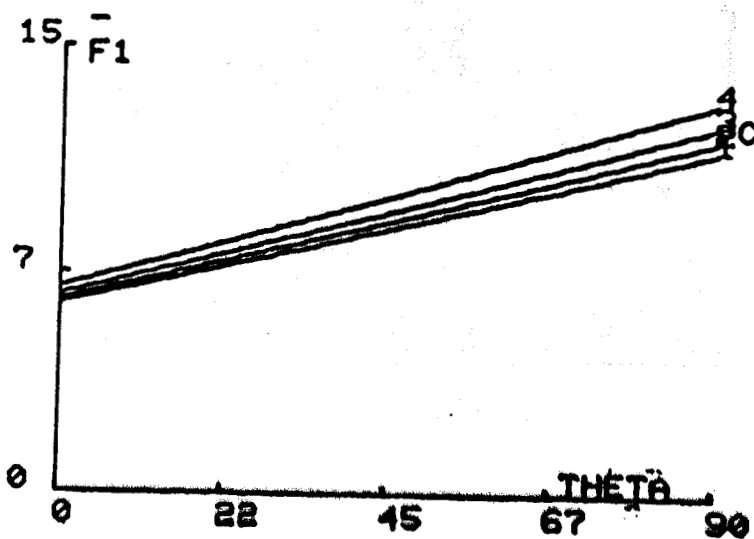


FIGURE VI.15 Caractéristiques  $\bar{F}_1(\theta_e)$  réelles.

- 1: UE=83
- 2: UE=125
- 3: UE=214
- 4: UE=500



Caractéristiques simulées.

L'erreur quadratique normée est faible, le tableau suivant en présente les variations.

TABLEAU VI.16

$V_e$ °/s	83	125	214	500
$\epsilon^2$	2.62	.218	.619	.5

On peut alors établir la fonction de transfert, décrivant l'évolution de  $\bar{F}_1$  pour les entrées  $\theta_e$  et  $V_e$ .

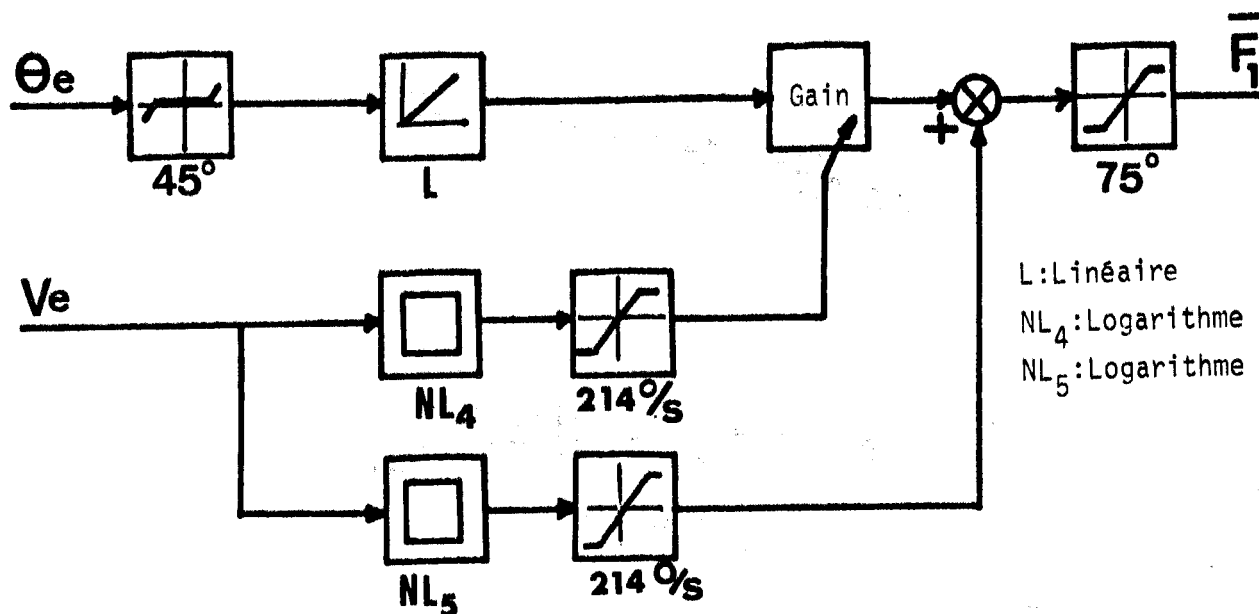


FIGURE VI.17 Transfert  $\bar{F}_1(\theta_e, V_e)$

$$\bar{F}_1 = (5.01 + .319 \cdot \text{Log}(V_e)) + (.03068 + .00634 \cdot \text{Log}(V_e)) \cdot \theta_e$$

Il devient possible, d'après les figures VI;7 et 14 de présenter le transfert complet, qui au couple des valeurs d'entrées ( $\theta_e, V_e$ ) fait correspondre le couple de sortie ( $Q_s, F_1$ )

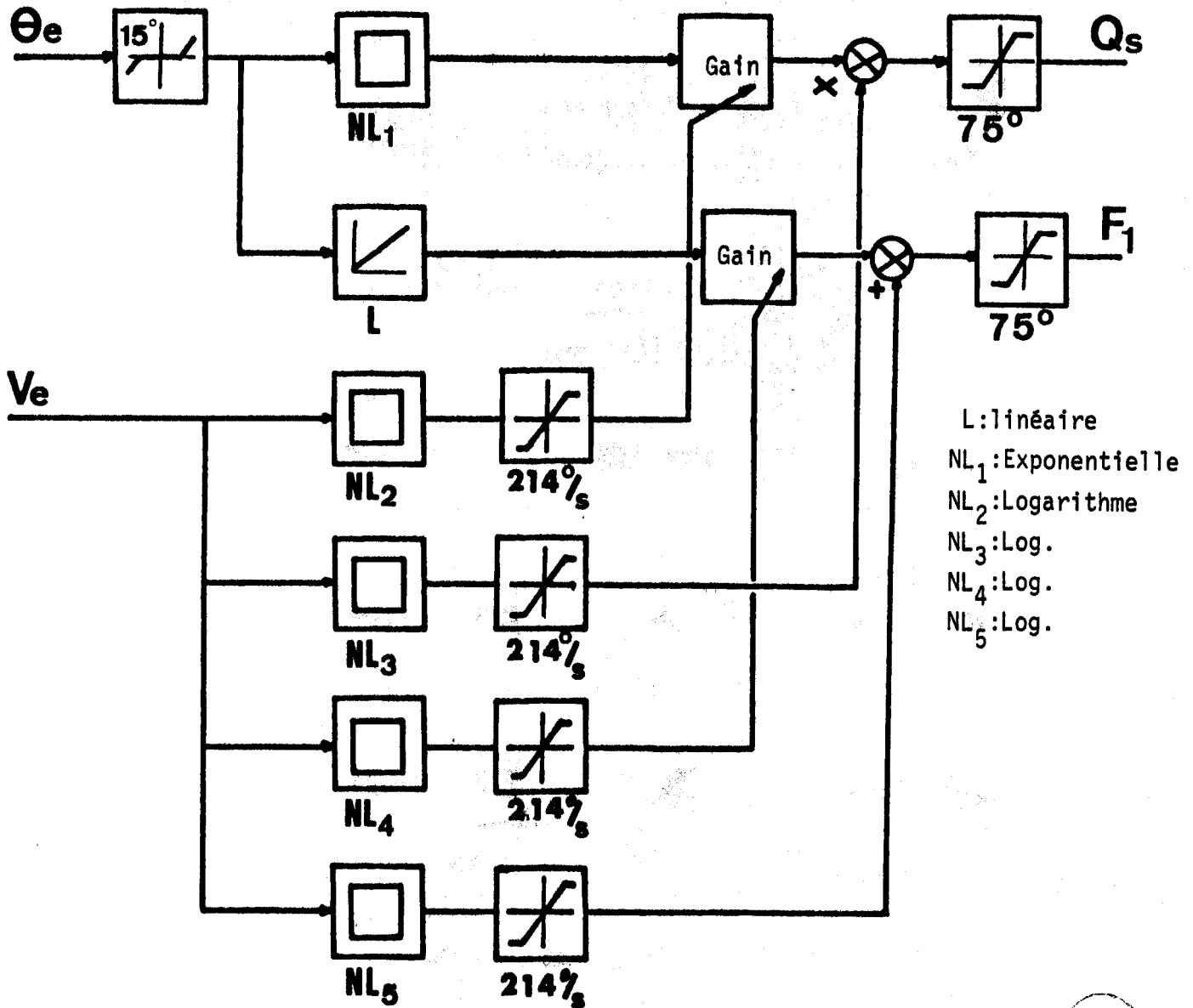


FIGURE VI.18

Nous obtenons le même schéma pour le couple de sortie ( $\overline{Q_s}, \overline{F_1}$ ) en reprenant les équations (8) et (16)



VI.3 MODELISATION DE LA REPOSE CEPHALIQUE EN MOUVEMENT DE CONTRE-RESISTANCE.

Comme précisé au § VI.1, la réponse céphalique en mouvement forcé présente une situation physiologique différente de celle relevée en mouvement libre, et nécessite alors la définition d'un modèle comportemental différent mais unique pour ce type de réponse.

L'élaboration du modèle est effectuée à partir des caractéristiques  $Q_S = f(\vec{F}_r)$  et  $F_1 = f(\vec{F}_r)$  présentées au chapitre V.2.

L'approche mathématique est identique à celle employée précédemment.

. muscle\_agoniste.

La figure VI.19 représente l'ajustement des caractéristiques  $Q_S$  et  $F_1$  avec un risque d'erreur de 5%.

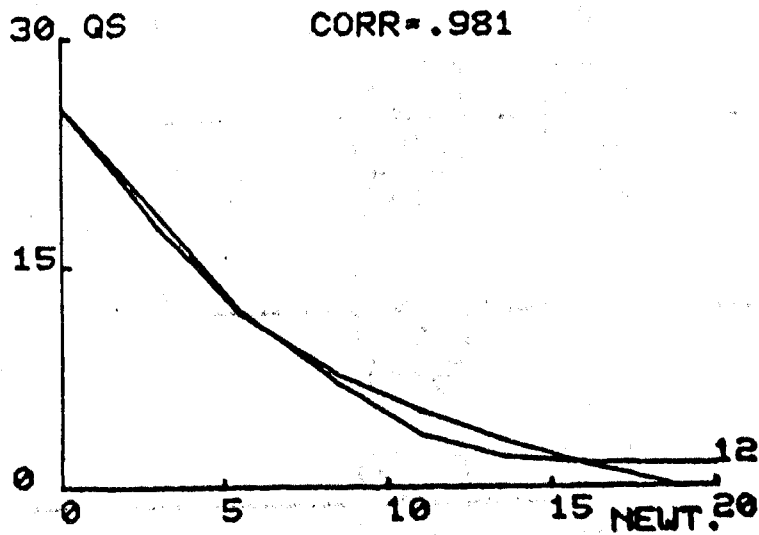


FIGURE VI.19 Ajustement  $Q_S(F)$

$$Q_S = E_1 + E_2 \cdot \text{Log } \vec{F} \quad (17)$$

avec  $E_1 = 28.13$       } Coef. de  
 $E_2 = -9.605$       } corrélation = .981

L'erreur quadratique déterminée sur la fonction et la caractéristique réelle ne dépasse pas 8%.

Les coefficients  $E_1$  et  $E_2$  dépendent naturellement de l'angle dans lequel se trouve placée la tête durant l'expérience.

$$E_1 = f_1 (\theta \text{e stat.}) = \text{constante 1}$$

$$E_2 = f_2 (\theta \text{e stat.}) = \text{constante 2}$$

L'ajustement de  $F_1 = f(\vec{F})$  est donné par la caractéristique de la figure VI.20 linéaire jusqu'à  $\vec{F}_{lim} = 16 \text{ N}$ .

$$F_1 = H_1 + H_2 \cdot \vec{F} \quad (18)$$

avec  $H_1 = 18,68$       } Coef. de  
 $H_2 = -.421$         } corrélation = .883

L'erreur quadratique exprimée en l'équation (18) et la caractéristique réelle est de 5.6%.

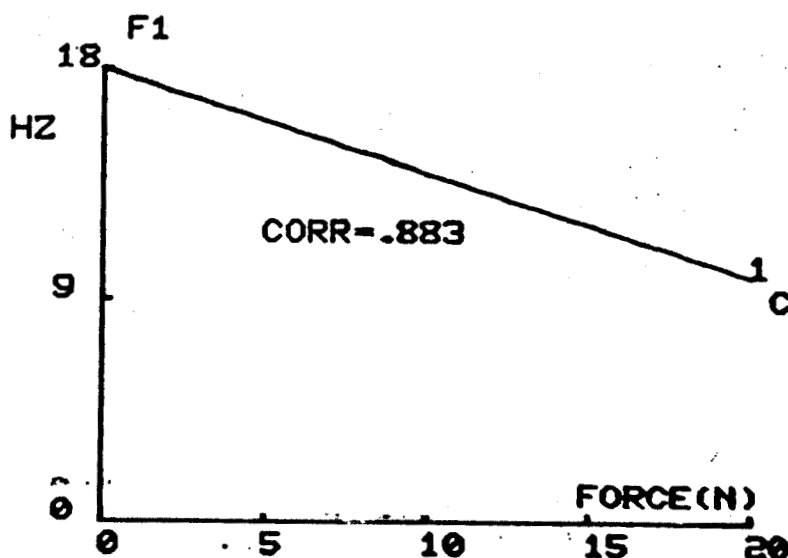


FIGURE VI.20 Ajustement  $F_1(\vec{F})$

Les équations (17) et (18) permettent d'établir la relation de transfert relative au muscle agoniste au cours d'une contraction en contre-résistance pour une position angulaire déterminée  $\theta_e$  stat.

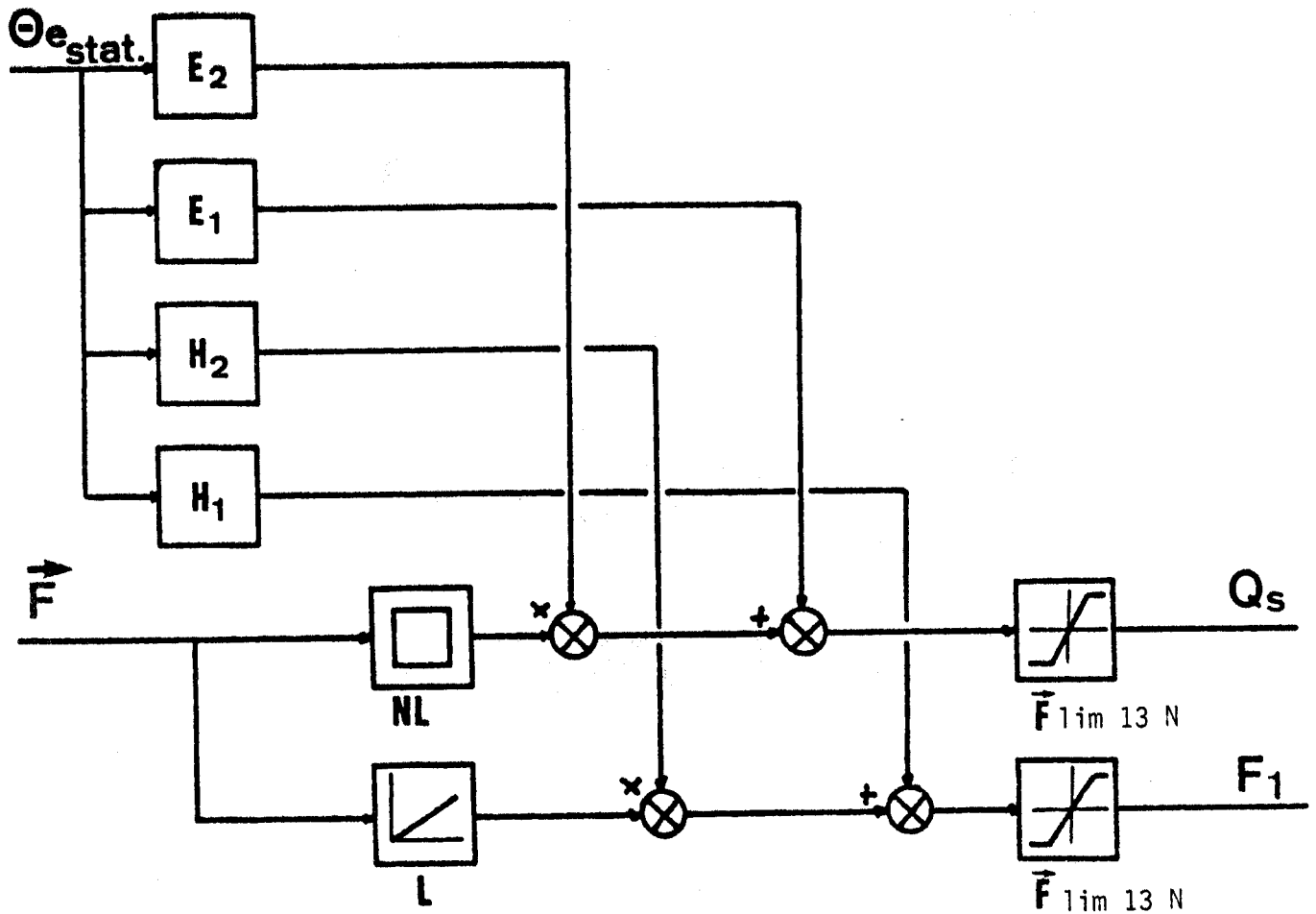


Figure VI. 21

$$Q_s = 28.13 - 9.605 \cdot \text{Log}(\bar{F})$$

$$F_1 = 18.68 - .421 \cdot \bar{F}$$





muscle antagoniste

L'ajustement de la caractéristique  $\bar{Q}_S = f(\bar{F})$  est déterminé d'après les relevés de la figure VI.21.a, à un risque d'erreur de 5 %, la relation est de la forme :

$$\bar{Q}_S = \bar{E}_1 \cdot \text{Exp}(\bar{E}_2 \cdot \bar{F})$$

$$\begin{array}{l} \text{avec } \bar{E}_1 = 1.471 \\ \bar{E}_2 = .0363 \end{array} \left. \vphantom{\begin{array}{l} \bar{E}_1 \\ \bar{E}_2 \end{array}} \right\} \begin{array}{l} \text{Coef. de} \\ \text{corrélation} = .976 \end{array}$$

L'erreur quadratique est de 2,23%.

Comme précédemment  $\bar{E}_1$  et  $\bar{E}_2$  sont déterminés par la valeur de l'angle de posture de la tête.

$$\begin{array}{l} \bar{E}_1 = f(\vartheta_{e \text{ sat}}) = \text{constante 1} \\ \bar{E}_2 = f(\vartheta_{e \text{ sat}}) = \text{constante 2} \end{array}$$

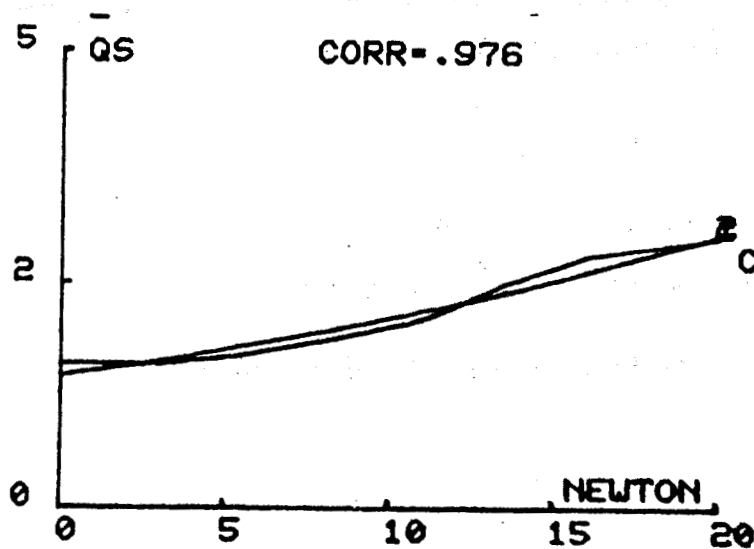


FIGURE VI.22 Ajustement  $\bar{Q}_S(\bar{F})$

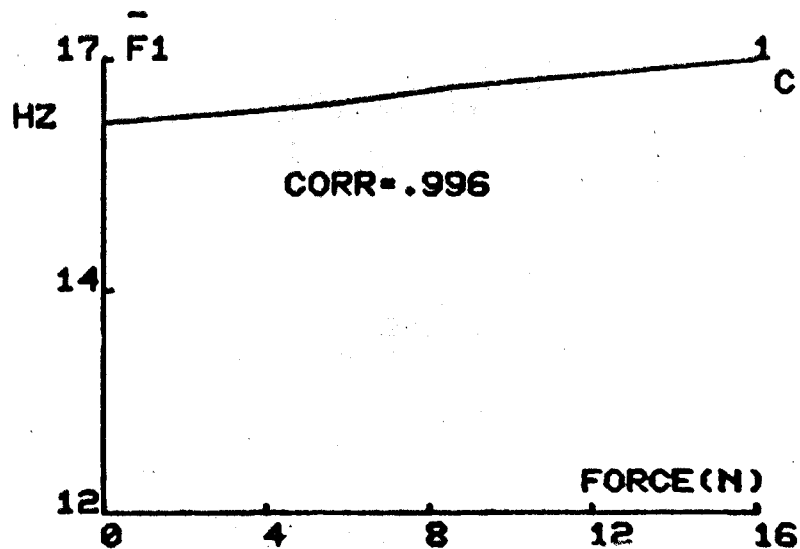


FIGURE VI.23 Ajustement  $\bar{F}_1(\bar{F})$ .

La figure VI.23 permet la recherche de la relation formulant  $F_1 = f(F)$  à l'aide de la méthode de la régression linéaire.

$$\bar{F}_1 = \bar{H}_1 + \bar{H}_2 \cdot \bar{F}$$

avec  $\bar{H}_1 = 16.38$       } Coef. de  
 $\bar{H}_2 = .04568$       } corrélation = .996

L'erreur quadratique normée est inférieure à 2 %.



A l'aide des équations (19) et (20) nous établissons le transfert entre  $(\bar{Q}_s, \bar{F}_1)$  et  $(\theta_{e \text{ sat}}, \bar{F})$ .

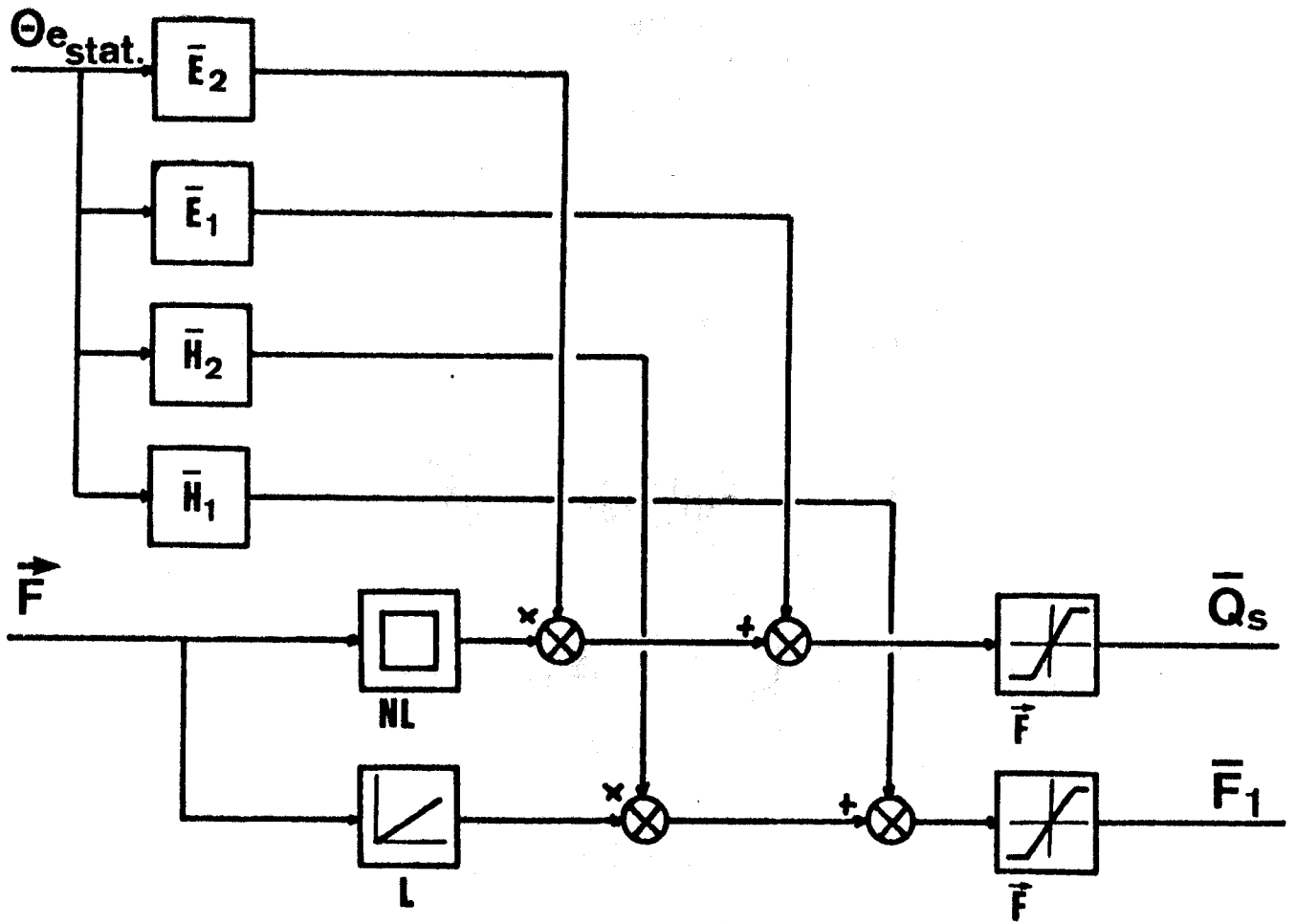


Figure VI.24

Muscle ANTAGONISTE.

$$\bar{Q}_s = 1.472 \cdot \text{Exp}(.0363 \cdot \bar{F})$$
$$\bar{F}_1 = 16.38 + .04568 \cdot \bar{F}$$

#### IV.4 SYNTHÈSE

Notre étude peut se conclure sur l'élaboration de la caractéristique  $\Delta \theta_e = f(\Delta \vec{F})$ , déterminant le niveau de force requis pour engendrer une rotation céphalique d'un angle  $\Delta \theta_e$ .

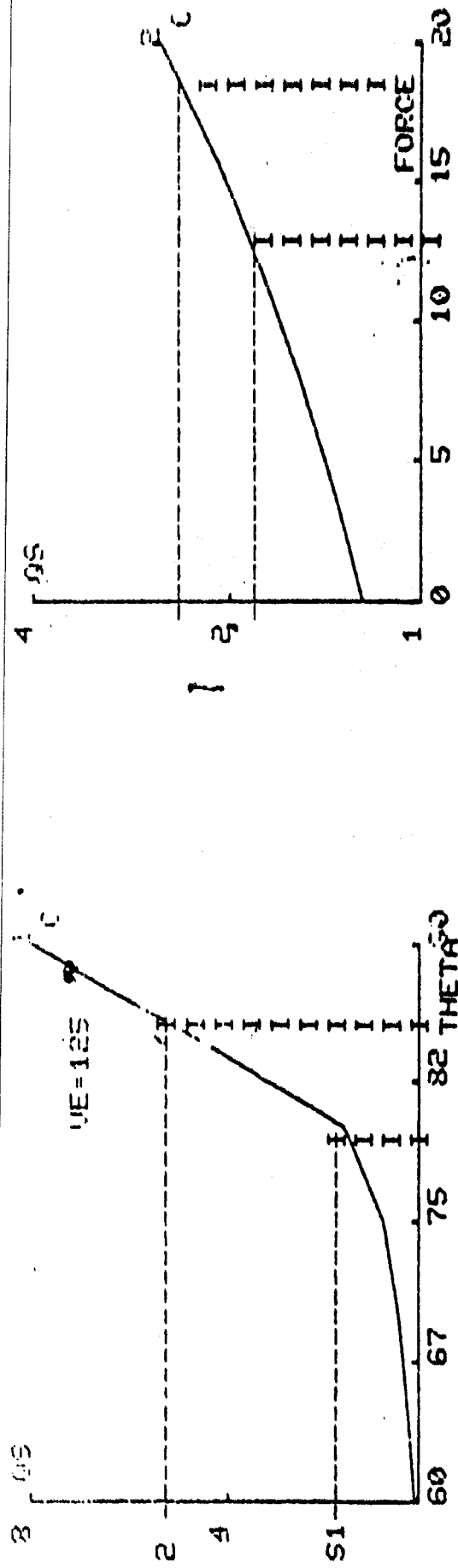
Comme formulé au chapitre V §2, cette caractéristique s'obtient par la combinaison des valeurs des paramètres énergétiques relevés en mouvement libre et en contre-résistance. Dès lors, la caractéristique obtenue, fait état des relations existant entre  $\Delta Q_S$ ,  $\Delta \theta_e$  et  $\Delta \vec{F}$ , comme indiqué sur la figure VI.24. L'ajustement de  $\Delta \theta_e(\Delta \vec{F})$  détermine l'équation ci-dessous :

$$\Delta \theta_e = B + A \cdot \Delta \vec{F} \quad (21)$$

avec  $B = 2.72$  } coef. de corrélation  $.513 < .987 < 1$ .  
 $A = 1.071$  }

L'équation (21) explique la relation linéaire déterminant l'évolution de  $\Delta \theta_e$  en fonction de  $\Delta \vec{F}$ .

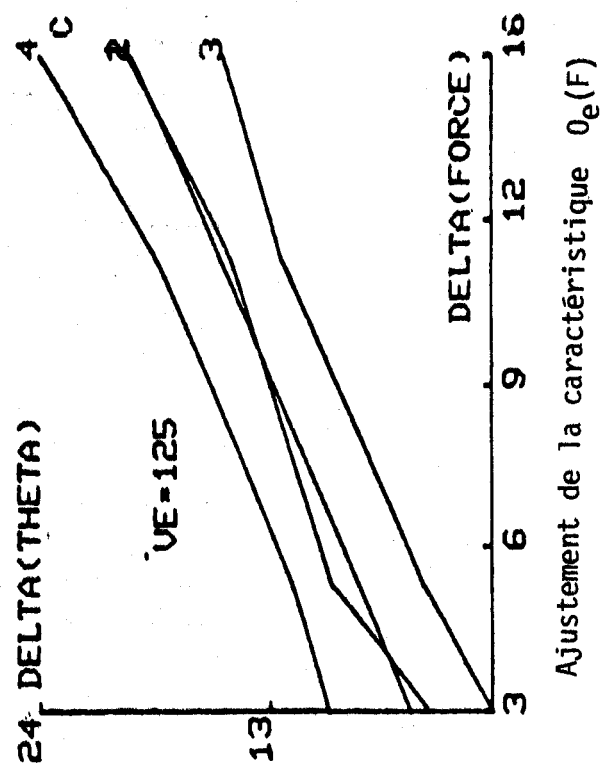
Ceci reste valable, rappelons-le, pour des relévés à  $\theta_e \text{ stat} = 60^\circ$ , sur le muscle antagoniste.



Caractéristique  $\bar{Q}_s(F)$

Caractéristique  $\bar{Q}_s(\theta_e)$

FIGURE VI.24



Ajustement de la caractéristique  $\theta_e(F)$



Le coefficient B reste dépendant de la position céphalique initiale.

A partir de (21) nous pouvons élaborer la fonction de transfert de la figure VI.25.

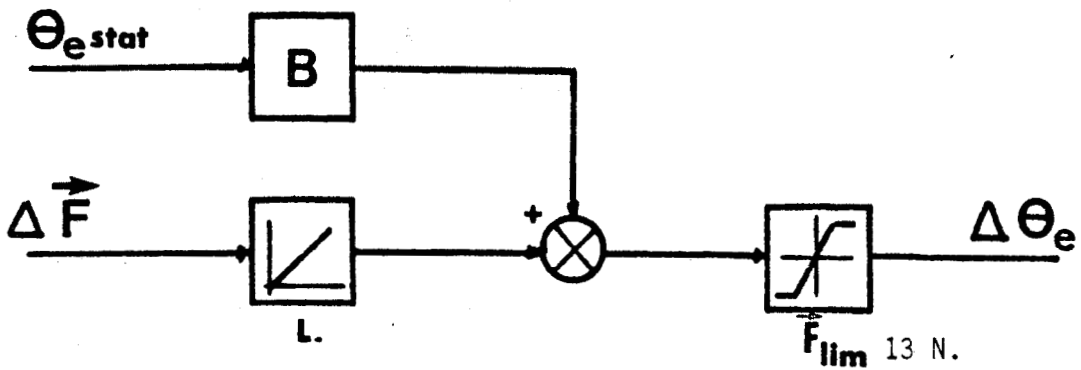


Figure VI.25

Transfert traduisant l'effort  $\Delta \vec{F}$  à fournir pour une rotation  $\Delta \theta_e$  à partir d'une position céphalique  $\theta_{e\text{stat}}$ .

## VI.5 CONCLUSIONS

Les différents modèles de connaissance relatifs aux mouvements céphaliques libres et en contre-résistance, présentés dans ce chapitre, sont élaborés à partir de la détermination mathématique par ajustement des caractéristiques relevées au cours des expérimentations.

Ils explicitent les relations liant les composantes d'entrée ( $\theta_e$ ,  $V_e$ ,  $\vec{F}$ ) aux composantes de sortie ( $Q_S$ ,  $F_1$ ).

A partir de considérations d'ordre physiologique, les paramètres de sortie retenus, sont les paramètres  $Q_S$  pour la composante énergétique en amplitude, et  $F_1$  pour la composante énergétique en fréquence.

En effet,  $Q_S$  représente le maximum d'énergie quantifié sur le signal E.M.G. au cours de la contraction musculaire,  $F_1$  est identique à la fréquence moyenne du signal E.M.G., ces deux paramètres décrivent l'état de l'activité musculaire dans la rotation céphalique droite-gauche.

La fonction de transfert relative à la composante  $Q_S$  comporte une non-linéarité de type exponentielle, définie sur un intervalle de confiance à 95%, avec la même estimation on suppose la variation de la composante  $F_1$  de fréquence en fonction des composantes angulaires d'entrée, comme linéaire.

L'influence de la vitesse d'exécution du mouvement de rotation est peu ressentie sur les composantes fréquentielles, par contre elle est importante sur les composantes d'amplitude  $Q_S$ .

L'élaboration de ces modèles explicites nous amène à considérer des seuils angulaires ( $15^\circ$  pour le muscle agoniste,  $45^\circ$  pour l'antagoniste), des saturations au niveau de la vitesse d'exécution ( $214^\circ/s$ ) ainsi que pour la rotation maximum admissible ( $75^\circ$ ).

De même, au regard des résultats en contre-résistance, il s'avère nécessaire d'introduire une saturation sur la force d'opposition, saturation fixée à 13 N.

CONCLUSION GENERALE



L'étude des mouvements de tête contribue d'une part à l'analyse des contraintes physiques liées à la physiologie articulaire, d'autre part à l'analyse du processus de détection ou de localisation d'évènements, enfin à l'élaboration d'une procédure de commande directe.

L'objectif de cette étude est de mettre en évidence les relations systématiques existant entre la qualité du mouvement céphalique et les caractéristiques énergétiques de la contraction de l'un des groupes musculaires de la région du cou stimulant le mouvement. Le but de notre recherche consiste à l'élaboration d'un modèle explicite caractérisant la contraction musculaire pour un mouvement céphalique déterminé.

Les informations concernant les actions des muscles squelettiques dépendent des descriptions anatomiques, des déductions mécaniques ou des expériences électrophysiologiques. Dans une modélisation biomécanique, l'analyse des mouvements s'effectue par la quantification des données neurophysiologiques du système.

Une connaissance élémentaire des modifications électriques et chimiques accompagnant la contraction musculaire nécessite la présentation du signal électromyographique. La mesure de l'électromyogramme (E.M.G.) est basée sur le relevé des potentiels d'action du muscle liés à la contraction des fibres musculaires. Les potentiels d'action sont enregistrés par l'intermédiaire d'électrodes de surface, disposées le long d'un groupe de fibres musculaires. Le principal intérêt de l'analyse du signal E.M.G. tient du fait qu'il est un indicateur général de la tension musculaire.

Parmi les mouvements céphaliques chez l'homme, la rotation dans le plan horizontal joue un rôle primordial dans la vie de relation. Le principal groupe musculaire rotateur de la tête étudié, est le sterno-cleido-mastoidien.

La méthodologie de travail mise en oeuvre dans cette étude permet l'analyse des réponses céphaliques en mouvement libre et en

contre-résistance. Dans le cadre de cette étude, nous avons été amenés à élaborer un capteur de déplacement dont les qualités sont d'introduire des contraintes expérimentales minimales ainsi que de présenter une masse mobile négligeable de manière à sauvegarder la dynamique originelle du mouvement.

Comme formulé précédemment, l'analyse des mouvements céphaliques caractérisés notamment par les paramètres d'amplitude angulaire et de vitesse d'exécution, passe par l'évaluation des enregistrements E.M.G. Ceci nécessite la détermination de facteurs quantitatifs et qualitatifs représentant les caractéristiques énergétiques du signal E.M.G. étudié.

Deux approches mathématiques autorisent la quantification de l'E.M.G. ; la première décrit le signal dans le temps (E.M.G. intégré), la seconde dans le domaine des fréquence (Analyse spectrale).

Les résultats relevés d'après ces deux méthodes sont en accord avec ceux de la bibliographie ; ils montrent notamment l'évolution non-linéaire des caractéristiques énergétiques d'amplitude au cours de l'accroissement des angles de rotation céphalique ainsi que de leur dépendance envers la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement.

L'analyse spectrale apporte une connaissance particulière du signal E.M.G., tant de par l'allure bimodale du spectre que par son évolution fréquentielle au cours d'une intensification de la contraction.

Globalement, il faut retenir qu'à l'accroissement de l'angle de rotation céphalique correspond une croissance de l'amplitude du spectre accompagnée d'un déplacement de celui-ci vers les hautes fréquences, ce qui traduit la phénomène de la sommation spatio-temporelle relative au recrutement supplémentaire d'unités-motrices ainsi qu'aux modifications de leur fréquence de décharge.

Les expérimentations entreprises en contre-résistance montrent le rôle spécifique de chacun des deux muscles agonistes et antagonistes. Un relevé différentiel de la quantité énergétique développée en opposition à une force connue permet d'obtenir la relation définissant l'effort fourni au cours de la rotation de la tête.

L'élaboration d'un modèle de synthèse permet le regroupement des divers résultats et explique ainsi les relations liant les composantes descriptives du mouvement céphalique aux composantes énergétiques du signal E.M.G.

Les résultats peuvent contribuer aux études concernant la commandabilité d'engin par les mouvements céphaliques et ce par le biais des signaux bioélectriques reconnus sur les muscles privilégiés du cou.

Des relevés comparatifs de ces mêmes signaux permettent également d'envisager la mise à jour de fichiers du comportement musculaire afin de contribuer au diagnostic neurophysiologique.

Des travaux plus approfondis peuvent enfin s'orienter vers l'étude de la fatigabilité en posture de travail d'un opérateur humain dans une tâche particulière.

BIBLIOGRAPHIE

ABRAHAMS V.

The physiology of neck muscles : their role in head movement and maintenance of posture.

Can. J. Physiol. 55, 332-338 (1975)

AGARWAL G.G. and GOTTLIEB G.L.

An analysis of the Electromyogram by Fourier, Simulation and experimental Techniques.

I.E.E.E., B.M.E. 22, n° 3. (May 1975)

ANDREASSEN S. and ROSENFALCK A.

Recording from a single Motor unit during Strong Effort.

I.E.E.E., B.M.E. 25, n° 6, (November 1978)

ASTRAND P.O. and RODAHL K.

Manuel de Physiologie de l'exercice musculaire.

Masson.

BARNES G.R. and RANCE B.H.

Transmission of angular Acceleration to the head in the seated human Subject.

Aerospace Medicine (April 1974)

BARNES G.R. and SOMMERVILLE G.P.

Visual target acquisition and tracking performance using a helmet-mounted sight.

Aviation Space, Environmental Medicine (April 1978)

BASMAJIAN J.V.

Muscles alive. Their fonction revealed by electromyography.

Baltimore.

3 rd edition. The Williams G. Wilkins Co (1974)

BEILLET et ROCHCONGAR

Electromyographie globale et applications. Explorations fonctionnelles neuromusculaires (1982)

BENGI H.

Studies on physiological tremor.

5 th Congress of I.S.E.K. Ljubljana (June 1982)

BERTLOZ A., VIVIANI P. et GUERIN F.

Effet des chocs et des vibrations sur le contrôle du mouvement.  
Contrat de recherche C.E.C.A. Rapport du C.N.A.M. (1970)

BIGLAND B. and LIPPOLD O.C.J.

The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles.  
J. Physiologique 123, 214-224 (1954)

BOND R.J.

Relation between the Angle of Rotation of the eye, head and fixation.  
Department of industrial engineering.  
University of Wisconsin. Madison (1976)

BOON L.K., HERMENS H.J. and ZILVELD G.

The use of surface E.M.G. : which parameters can be used in order to describe surface E.M.G. ?  
I.S.E.K. 5 th Congress of Ljubljana (June 1982)

BOUBEE M.

Bilans analytiques et fonctionnels en rééducation neurologiques.  
Tome 1. Tronc et membres inférieurs. Masson (1975)

BOUCHER J.P. and JAMES R.J.

Effects of ground electrode position en elctromyographic potentials.  
I.S.E.K. 5 th Congress. Ljubljana (June 1982)

BOUISSET S. and ZATTORA M.

Anticipatory E.M.G. activites related to a voluntary movement.  
I.S.E.K. 5 th Congress. Ljubljana (June 1982)

BOULONGNE D., HAMOMET C., SIMON S. and BEDHET P.

Preliminary report of a new approach to myoelectric control of an upper extremity orthosis.  
Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 15, 225-238 (1975)

BRANDELL B.

Functional role of the calf and vastus muscle in locomotion.  
Am. J. Phys. Med. 56, 59-74 (1977)

BROWN G.S., ALTUG S.S., Mc CAU W.D. and GEISTER D.E.

Software Support for Computerized Electromyography on Clinical Dentistry.

I.E.E.E., B.M.E. 26, n° 6 (June 1979)

CHERRUAULT Y. et LORIDAN P.

Modélisation et méthodes mathématiques en bio-médecine.

Masson (1977)

CHOUET A.B. and YOUNG R.L.

Tracking with head Position using an Electrooptical Monitor.

I.E.E.E. Vol. S.M.C. 4, n° 2, (March 1974)

CRAGO P.E., PECKMAN P.H. and THROPE G.B.

Modulation of Muscle force by Recruitment during intramusculair stimulation.

I.E.E.E., B.M.E. 27, n° 12 (December 1980)

CROSBY P.A.

Use of Surface electromyogram as a measure of dynamic force in human limb muscles.

Medical Biological Engineering Computing 16, 519-524 (1978)

DE FREITAS V. and VITTI M.

Electromyographic study of the trapezius (pars media) and rhomboideus major muscles in free movements of the head.

Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 20, 351-357 (1980)

DE LUCA C.

Common Drive concept of motor unit firings.

5 th Congress of I.S.E.K. Ljubljana (June 1982)

DE LUCA C.

Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals.

I.E.E.E., B.M.E. 26, n° 6 (June 1979)

DIGHANS J., BIZZI E., MORASSO P. and TAGLIASCO V.

The role of vestibular and neck afferents during eye-head coordination in the monkey.

Brain Research. 71, 225-232 (1974)

DJAFARI A.M., HERON F. et PERRIN J.

Application d'un système d'acquisition et de traitement des signaux ECG large bande à la mesure de l'activité électrique du faisceau de HIS.

Innov. Tech. Biol. Med. Vol. 1, n° 3, (1950)

ECCLES G.B.

Manuel de physiologie de l'exercice musculaire.

Edition Masson (1969)

ERICSON B.E.

E.M.G. Fatigue assessment by FFT - and zero - cross method (a comparison).

5 th Congress of I.S.E.K. Ljubljana (June 1982)

FIGINI M.M.

Data Compression strategies applied to E.M.G. patterns.

5 th Congress of I.S.E.K. Ljubljana (June 1982)

FIGINI M.M., BESTETTI G. and VALLI G.

Measuring motor unit action potential duration by means of surface electrode E.M.G.

Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 18, 45-56 (1978)

FIGINI M.M., MOLINARI R. and SOMMARIVA G.

Data compression strategies applied to E.M.G. patterns.

5 th Congress of I.S.E.K. Ljubljana (June 1982)

FLEISHER S.M. and SHWEDYK E.

Sequential Multistate E.M.G. signal processor.

I.E.E.E. Transactions on Biomedical engineering.

Vol. B.M.E. 26, n° 10, (Octobre 1979)

FRISCH G.D. and COOPER C.

Mathematical Modelling of the head and neck response to-Gx impact acceleration.

Aviation Space, Environmental Medicine (January 1978)

GANONG W.F.

The nerveuse system.

Lange Edit. (1979)



GOLDSMITH W. and REBER J.G.

Analysis of large head-neck motions.

J. Biomechanics. Vol. 12 p 211-222 (1979)

GRAUPE CLINE W.

Functional Separation of E.M.G. Signals via A.R.M.A. identification Methods for Prosthesis Control Purposes.

I.E.E.E. Transactions on systems, man and cybernetics.

Vol. S.M.C. 5, n° 2 (March 1975)

GREEN D.G.

A note on modelling muscle in Physiological Regulators.

Med.and Biol. Eng. 7 (1969)

GREMY F. et PAGES J.C.

Eléments de biophysique.

Flammarion p. 513-515 (1966)

GRESTY M.A.

The relationship between head and eye movements.

Agressologie 14. A. 7. 10. (1973)

GRESTY M.A. and LEECH J.

Coordination of the head and eyes in pursuit of predictable and Random Target motion.

Aviation Space, Environment Medicine (August 1977)

HUSTON R.L., HUSTON J.C. and HARLOW M.W.

Comprehensive three Dimensional head-neck model for impact and high-acceleration studies.

Aviation Space, Environment Medicine (1978)

INBAR G.F. and NOUJAIM A.E.

Surface E.M.G. spectral analysis and its application to diagnostic classification.

5 th Congress of I.S.E.K. Ljubljana (1982)

KAPANDJI I.A.

Physiologie articulaire.

Fascicule III. Tronc et rachis. (1974)

KAY S.M. and MARPLE L.S.

Spectrum analysis. A modern perspective.

Proceedings on the I.E.E.E. Vol. 69, n° 11 (November 1981)

KHALIL T.B. and HUBBARD R.P.

Parametric study of head response by finite element modelling.

J. Biomechanics Vol. 10 p.p. 119-132 (1977)

KUVRINKA U.

Assessment of muscular fatigue with the spectral analysis of myoelectric potentials.

Thèse Helsinki (1976)

LAGO P.

Low-Frequency spectral analysis of the E.M.G.

Medical Biological Engineering Computing. 19, 779-782 (1981)

LAGO P. and JONES N.B.

Effect of motor unit firing time statistics on E.M.G. spectra.

Medical Biological Engineering Computing. 15, 648-655 (1977)

LEE T. and DIMAGGIO F.

Effect of bending on the axisymmetric vibrations of a spheroidal model of the head.

J. Biomechanics Vol. 9 p.p. 803-812 (1976)

LINDSTROM L., MAGNUSSON R. and PETERSEN I.

Muocular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of E.M.G. signals.

Electromyography Vol. 4, 341-353 (1970)

LINDSTROM L. and PETERSEN I.

Power spectra of myoelectric signals : motor unit activity and muscle fatigue.

Clinical Neurophysiology. Butterworths Edit. (1981)

LLOYD A.J.

Surface electromyography during sustained isometric contractions.

Journal of Applied Physiology. Vol. 30, n°5 (May 1971)

LOREILLE J.P.

Détermination de la position "habituelle" de la tête, par clinomètre enregistreur.

Thèse en Doctorat Sciences Odontologiques.

Université de Paris VI (1975)

LYNN P.A. and BETTLES N.D.

Influences of electrode geometry on bipolar recordings of the surface electromyogram.

Medical Biological Engineering Computing 16, 651-660 (1978)

MARANZANA , FIGINI M.M. and FERRIGNO G.

Time and Frequency domain analysis of E.M.G. patterns at increasing force levels.

5 th Confress of I.S.E.K. Ljubljana (June 1982)

MILBLED M. et RAMEZ Th.

L'électromyographie en clinique.

Lille Médical 3ème série. Tome 7 n° 10. (1962)

MILNER - BROWN H.S. and STEIN R.B.

The relation between the surface electromyogram and muscular force.

T. Physiologique 246, 549-569 (1975)

MIYANO H., MASUDA T. and SADOYAMA T.

A note on the time constant in Low-Pass Filtering of rectified surface E.M.G.

I.E.E.E. Vol. B.M.E. 27, n° 5 (May 1980)

MOAZZEZI H.

Pièges et dangers de manipulations de rachis cervical.

Thèse de Médecine n° 55445 - 129 (1966)

MORASSO P., SANDINI G., TAGLIASCO V. and ZACCARIO

Control strategies in the eye-head coordination system.

I.E.E.E. Vol S.M.C. 7, n° 9 (September 1977)

MYERS D.R. and MOSKOWITZ G.D.

Myoelectric Patter Reconition for use in the volitional Control of Above-knee Prosthesis.

I.E.E.E. Vol. S.M.C. 11, n° 4 (April 1981)

NIEL E., BOURRIERES J.P.

Capteur angulaire sonométrique : Application à l'étude biomécanique des mouvements céphaliques.

Innov. Tech. Biol. Med. Vol. 2, n° 4 (1981)

OUTERBRIDGE J.S. and JONES M.G.

Reflex vestibular control on head movement in man.

Aerospace Medicine (September 1971)

PERRET J.W.

Anatomie en éducation physique.

Edit. Vigot Frères. Paris (1974)

PETROFSKY J.S.

Computer analysis of the surface E.M.G. during isometric exercise.

Computing Biological and Medicine Vol. 10 83-85. (1980)

PICINBONE B.

Eléments de théorie du signal.

Dunod Université. Paris (1977)

POLIAK V.

Surface E.M.G. and muscle force at low force levels.

American journal of Physical Medicine. Vol. 59 n° 3 (1980)

RENNER VEN L.C.

Extravehicular attitude control by use of head motions.

S.M. Thesis. Massachusetts Institute of Technology. USA (June 1970)

ROBINSON G.H. and RATH F.J.

Dynamics of the eye and head when switching visual attention between two tasks.

University of Wisconsin. Madison (1976)

.../...

ROUVIERE H.

Anatomie humaine descriptive et topographique.  
Tome 1. Tête et cou. Edition Masson. Paris (1970)

SARIDIS G.N. and GOOTEE T.P.

E.M.G. Pattern Analysis and Classification for a Prosthetic Arm.  
Vol. B.M.E. 29, n° 6 (June 1982)

SATO H.

Functional characteristics of human skeletal muscle revealed by  
spectral analysis of the surface electromyogram.  
Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 22, 459-516 (1982)

SCHERRER J.

Physiologie musculaire.  
Edition Masson. (1960)

SCHERRER J. et MONOD H.

Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme.  
Journal de Physiologie. 52, 419-501 (1960)



SCHNEIDER L.W. and BOWMAN B.M.

Prediction of head-neck dynamic response of selected military  
subjects to-G<sub>x</sub> Acceleration.  
Aviation Space, Environment Medicine (1978)

SHERIF M.H., GREGOR R.J. and LYMAN J.

Effects of load on Myoelectric Signals : The A.R.I.M.A.  
representation.  
I.E.E.E., B.M.E. 28, n° 5 (May 1981)

SHIRACHI D.K., MANK D.L. and BLACK Jr. J.H.

Head Rotational Spectral Characteristics during two dimensional  
Smooth Pursuit Tasks.  
I.E.E.E. Transactions on systems, man and cybernetics.  
Vol. S.M.C. 8, n° 9 (September 1978)

SHWEDYCK E., BALASUBRAMANIAN R. and SCOTT R.N.

A men stationary Model for the Electromyogram.  
Vol. B.M.E. 24, n° 5 (September 1977)

SOLOMON D. and MARCEAU G.

Understanding human anatomy and physiology.

Edition Mc Graw Hill. (1978)

STULEN F.B. and DE LUCA C.J.

Frequency parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity.

I.E.E.E. Vol., B.M.E. 28, n° 7 (July 1981)

TIRY A.

Etude anatomo-radiologique sur les articulations postérieures du rachis-cervical, dans leurs rapports avec l'artère et le nerf vertébral.

Thèse de Médecine n° 50375 - 65 - (1957)

TOUPET M.

Lessons forts peuvent donner le vertige.

Peut-on entendre par le vestibule !

Revue Oto-Rhino-Laryngologie. (1981)

TOURNAY A. et PAILLARD J.

Etude electromyographique de mouvements volontaires et involontaires du cou.

Revue Neurol. 86, 685-7 (1952)

WILLIAMSON D.A., EPSTEIN L.H. and LOMBARDO T.W.

E.M.G. measurement as a function of electrode placement and level E.M.G.

The Society for Psychophysiological Research.

Vol. 17, n° 3 (1980)

YASUI S. and YOUNG L.R.

Perceived visual motion as effective stimulus to pursuit eye movement system.

Science. Vol. 190 (September 1975)

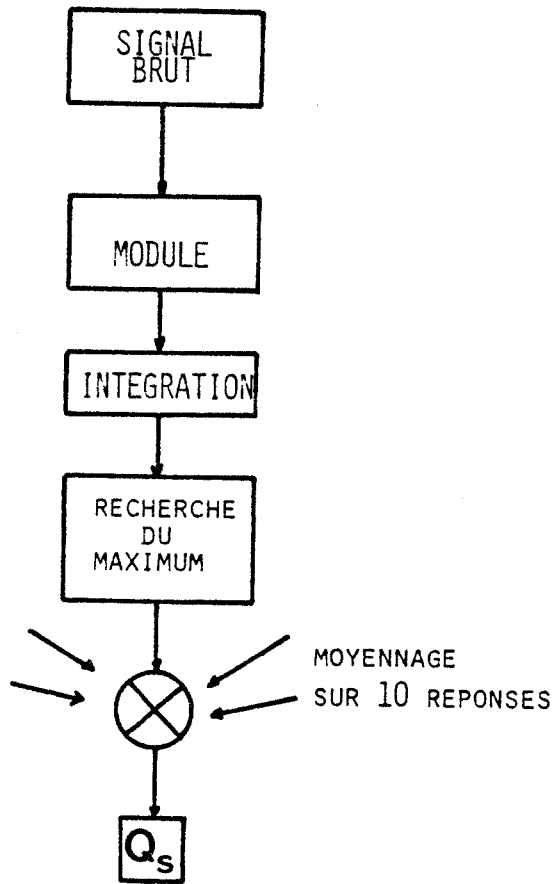
ZIPP P.

Effect of electrode parameters on the bandwidth of the surface E.M.G. power density spectrum.

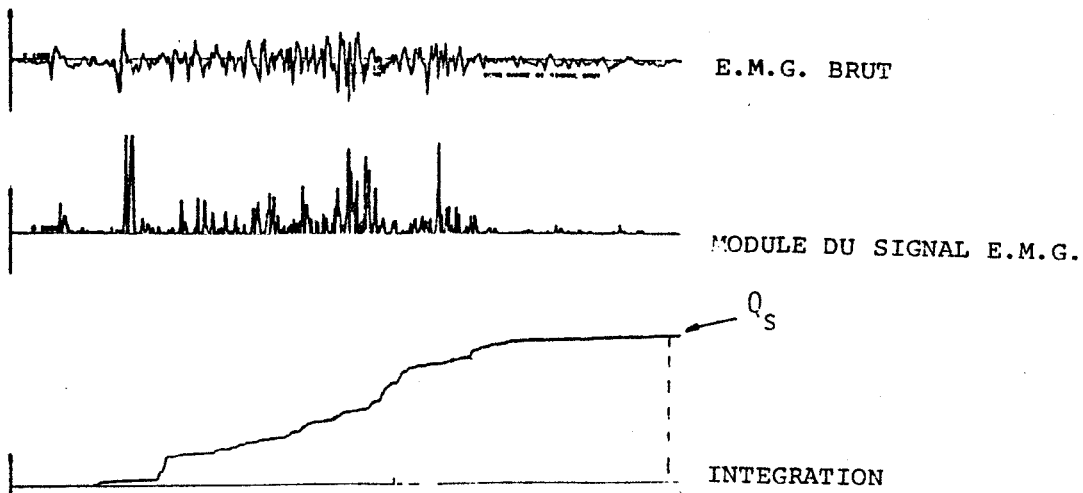
Medical Biological Engineering Computing. 16, p.p. 537-541. (1978)

ANNEXES

ANNEXE I



Synoptique.



Détermination du coefficient  $Q_s$  représentatif de l'E.M.G. intégré.





ANNEXE II

Lissage d'une série de données par l'emploi d'un algorithme utilisant un filtrage dans le domaine temporel sur 3 points.

Soit l'algorithme suivant;

$$S(0) = \frac{1}{2} \cdot Y(0) + \frac{1}{2} \cdot Y(1)$$

$$S(i) = Y(i-1)/4 + Y(i)/2 + Y(i+1)/4$$

$$S(n) = \frac{1}{2} \cdot Y(n-1) + \frac{1}{2} \cdot Y(n)$$

Où  $S(0)$  représente la première donnée

$S(i)$  la donnée intermédiaire qui a été lissée

$S(n)$  la dernière donnée

$Y(i)$  la donnée à être lissée.

ANNEXE IV

La détermination du spectre de densité de puissance par la transformée de FOURIER directe (T.F.D.) repose sur la formulation suivante :

$$X(f) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(k) \exp^{-2\pi jfk}$$

Le signal  $x(k)$  représente l'E.M.G. échantillonné, il est de durée limitée. Les motifs de  $X(f)$  peuvent être enchevêtrés, adjacents; ils seront disjoints si le choix de la fréquence d'échantillonnage du signal d'entrée répond au théorème de SHANNON ( $F_e > 2F_{\max}$ ).  $F_{\max}$  étant la fréquence maximale du signal d'entrée.

En effet, la T.F.D. est l'opérateur qui fait correspondre à une suite  $e_n$ , de  $N$  nombres réels ou complexes ( $n$  variant de 0 à  $N-1$ ) une suite  $s_n$  de  $N$  nombres ( $m$  variant de 0 à  $N-1$ ) par la relation.

$$s_n = \sum_{m=0}^{N-1} e_m e^{-2\pi jn \frac{m}{N}}$$

$$s_n = \text{T.F.D. (N)} \{e_n\}$$

Les  $s_n$  sont en fait les échantillons de la fonction

$$s(\nu) = \sum_{n=0}^{N-1} e_n e^{-2\pi jn \nu \Delta T} \quad \text{avec} \quad \nu = \frac{m}{N \Delta T}$$

La fonction  $s(\nu)$  est la transformée de FOURIER de la fonction périodique de pas  $\frac{1}{\Delta T}$

$$s(\nu) = \frac{1}{\Delta T} \sum_{l=-\infty}^{+\infty} e^{(\nu - 1/\Delta T)l}$$

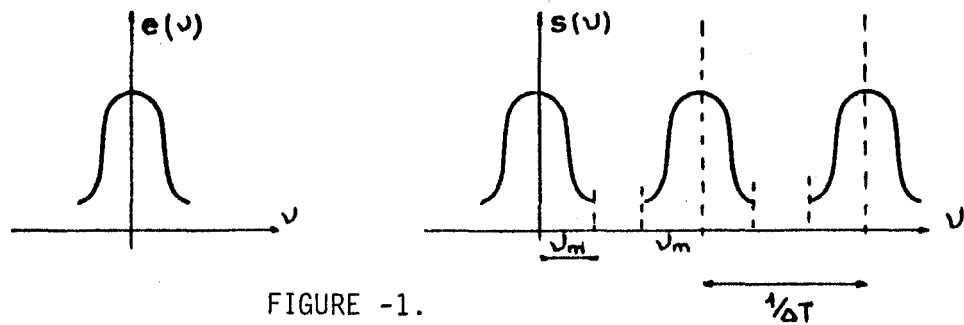


FIGURE -1.

$v_e = \frac{1}{\Delta T}$  est la fréquence d'échantillonnage du signal  $e(t)$

$v_m$  représente la fréquence maximale contenue dans ce signal

La récupération du signal initial isolant l'un des motifs du spectre de  $x(t)$  exige que

$$\underline{v_e \gg 2v_m}$$

- Problème de la finesse de l'analyse fréquentielle

Pour un pas d'échantillonnage donné, plus le nombre d'échantillons ( $N$ ) est grand et plus la transformée de FOURIER sera échantillonnée avec un pas fréquentiel petit.

En augmentant  $N$  et ce, pour un même support temporel du signal d'entrée, on peut mieux positionner un pic de fréquence. Cependant rajouter des zéros temporellement au signal ne permet pas de réparer deux pics rapprochés. Pour un nombre d'échantillons donné ( $N$ ), le sur-échantillonnage n'apporte aucune connaissance supplémentaire sur le spectre car le maillage fréquentiel s'élargit.

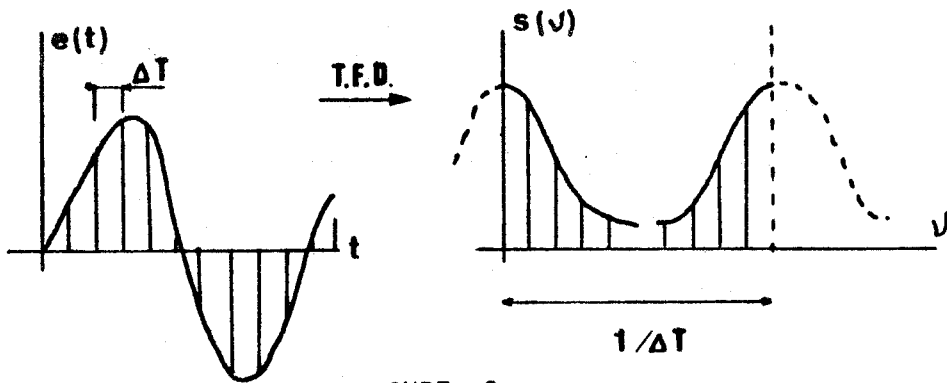


FIGURE -2.

Or pour une fréquence d'échantillonnage supérieure

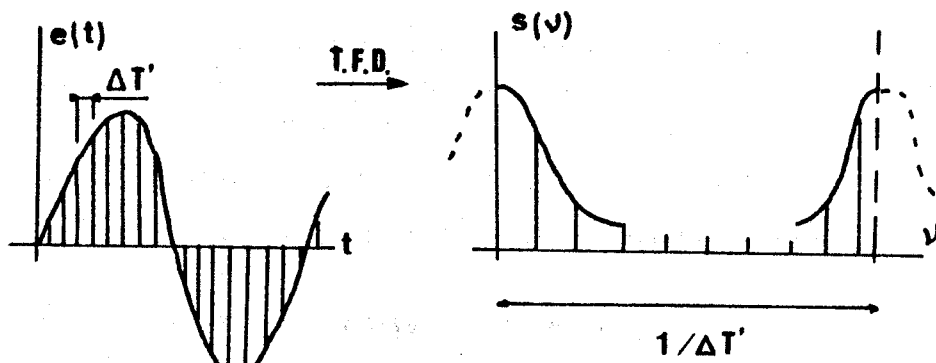
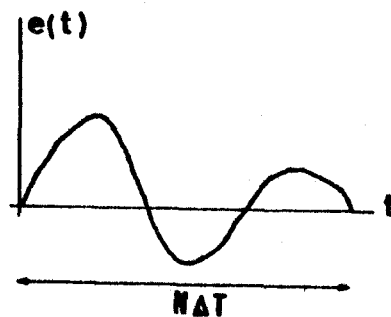


FIGURE -3.

La fréquence maximale du spectre de densité de puissance ne dépasse pas 100 Hz, l'échantillonnage du signal d'entrée a été alors fixé à une fréquence de 250 Hz, le calcul se fait sur 2048 échantillons.

- Problème lié à de la troncature du signal d'entrée

Le calcul de la transformée de FOURIER directe (T.F.D.) est effectué sur une portion limitée du signal, correspondant à la fenêtre d'observation considérée.



$T = N \cdot \Delta T$  Support temporel

FIGURE -4.

La T.F.D. va donner les échantillons, non plus de la transformée de FOURIER du signal de départ, mais de la transformée de FOURIER du signal tronqué.

Si  $\pi$  représente la fenêtre d'observation rectangulaire, à travers de laquelle le calcul est effectué, alors :

$$\text{T.F.D.} ( e(t) \cdot \pi ) = s(\nu) * \text{T.F.D.} (\pi) = S_T(\nu)$$

\* représente le produit de convolution.

La transformée de FOURIER de la fenêtre d'observation rectangulaire, est du type sinus cardinal de  $\nu$  ( $\text{sin } c \nu = \text{sin} \frac{\nu}{\nu_c}$ )

La transformée de FOURIER du signal tronqué possède des ondulations (dûes aux lobes secondaires de la fonction  $\text{sin}_c \nu$ ) que ne possède pas la transformée de FOURIER du signal initial. Ainsi les pics utiles peuvent être confondus avec les pics secondaires. De plus, le spectre ayant un support fréquentiel plus grand, il y aura un recouvrement plus important. Ce phénomène peut être pratiquement

éliminé par l'utilisation de fenêtres temporelles plus élaborées que la porte simple rectangulaire; ces fonctions d'apodisation permettent d'atténuer les effets de bords et donc de rejeter ou du moins de diminuer fortement les ondulations parasites dans le spectre.

On emploie généralement la fenêtre d'apodisation du type Hanning.

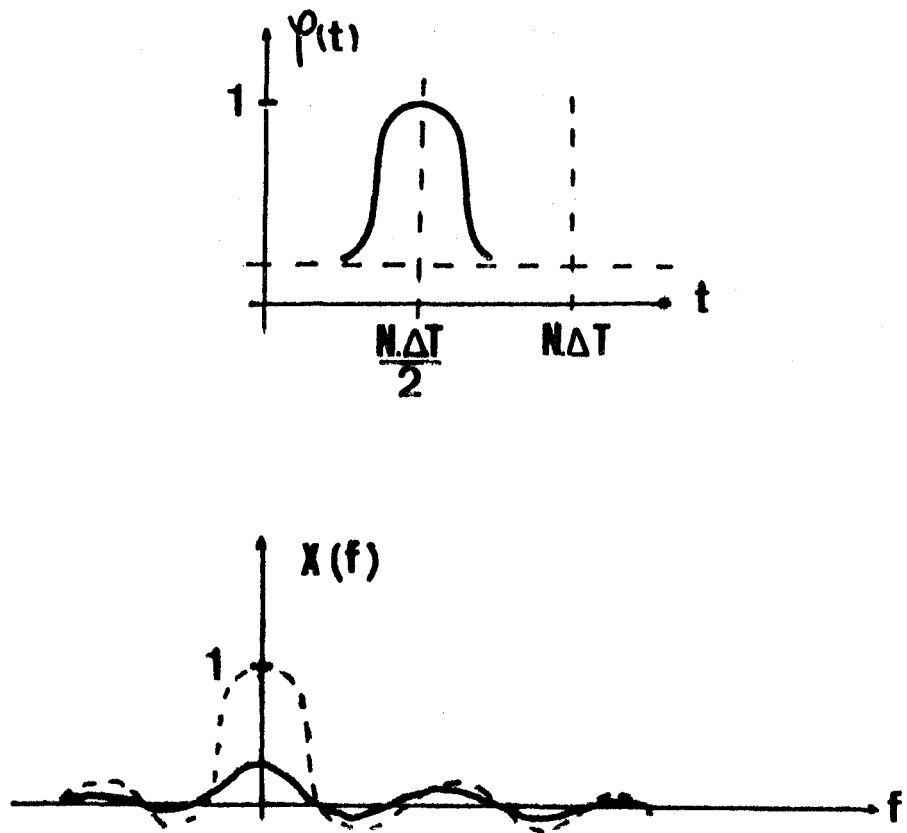


FIGURE -5.

Ses lobes latéraux sont effectivement beaucoup plus petits que ceux d'une fenêtre rectangulaire et ils atténuent considérablement la distorsion du spectre obtenu par application de la T.F.D.

- Problème lié aux bruits de mesure

Le signal E.M.G. mesuré est entâché de bruit parasite, contrariant le spectre de densité de puissance.

$$\begin{aligned}x_m(t) &= x_v(t) + u(t) \\X_m(\nu) &= \text{T.F.D.} \left[ x_v(t) + u(t) \right]\end{aligned}$$

$x_m(t)$  : signal effectivement mesuré

$x_v(t)$  : signal vrai

$u(t)$  : bruit pseudo-aléatoire

Une méthode de moyennage successif de spectre, permet de diminuer l'effet de bruit, elle est effectuée sur 10 réponses céphaliques.

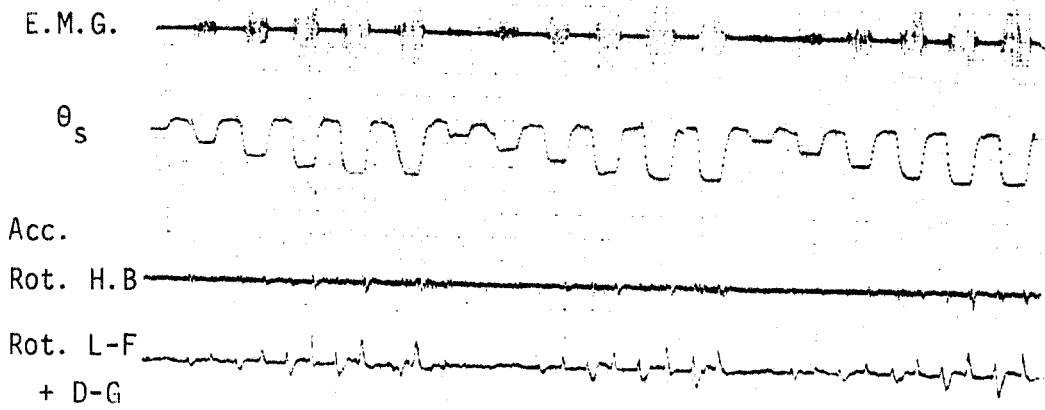
ANNEXE V 1

Validité des enregistrements

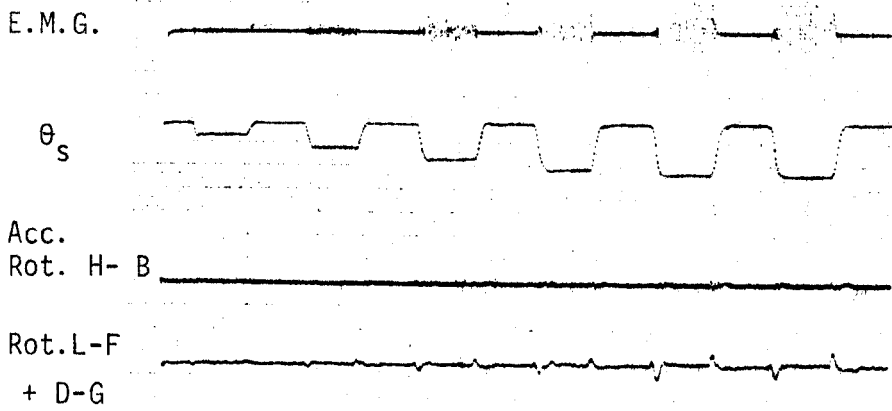
Le relevé des accélérations relatives aux mouvements de latéro-flexion et aux mouvements combinés d'extension flexion et rotation à la sortie des ponts de mesure confirme l'absence de mouvements parasites importants sur la rotation pure de la tête. L'apparition des perturbations se remarque pour des amplitudes angulaires de rotation supérieures à  $45^\circ$  ; elles sont d'autant plus élevées que la vitesse d'exécution du mouvement ( $V_e$ ) est importante. Globalement, les perturbations apportées sur la phase statique de la réponse céphalique représentent 10% de l'amplitude crête à crête de l'accélération, correspondant à la phase dynamique du mouvement.

Sur la figure - 1 sont représentés pour des valeurs de vitesse d'exécution croissante, le signal E.M.G. du muscle sterno-cléido-mastoidien agoniste, la position angulaire de la tête ainsi que les deux informations d'accélération ; la première caractérisant le mouvement d'extension-flexion, la deuxième représentant l'accélération combinée du mouvement de rotation et celui de latéro-flexion.

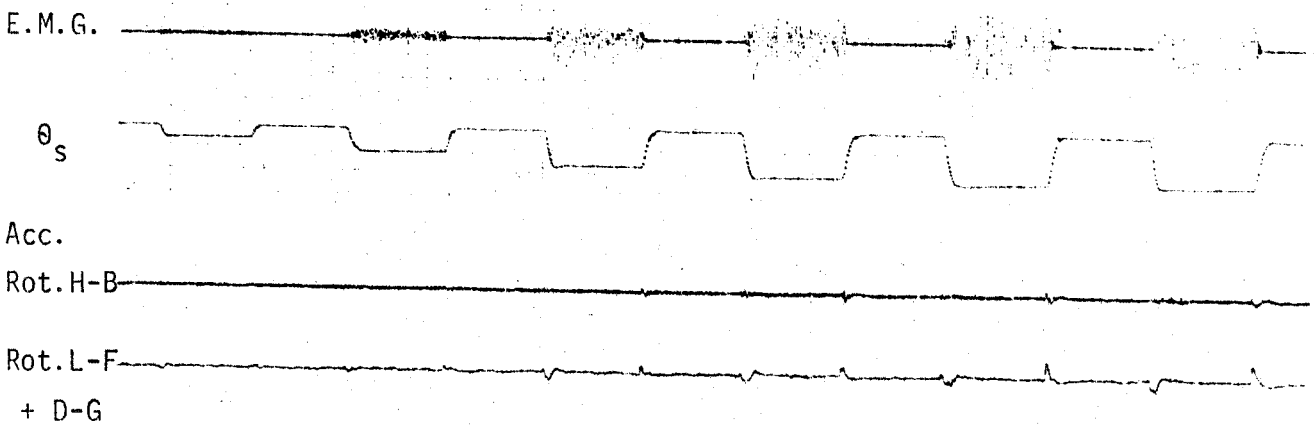




Variations des signaux de sortie pour  $V_e = 500^\circ/s$



Variations des signaux de sortie pour  $V_e = 214^\circ/s$

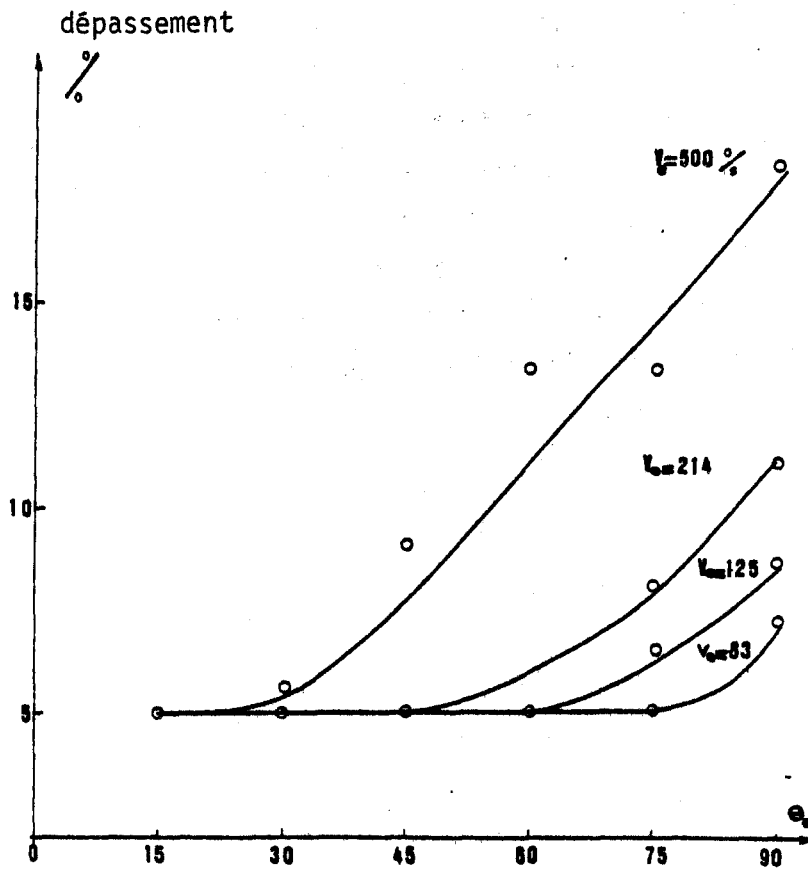


Variations des signaux de sortie pour  $V_e = 125^\circ/s$



FIGURE -1.

Sur la figure - 2 est représenté le niveau de perturbation déterminé par rapport au signal d'accélération de référence (mouvement combiné de rotation et de latéro-flexion), pour des positions angulaires et vitesses d'exécution variables.



PERTURBATION EN % SUR LE MOUVEMENT DE ROTATION PUR.

FIGURE -2.

D'après l'allure de ces relevés, la perturbation apportée par le mouvement de flexion-extension reste sur tout le long des expérimentations fortement inférieur au signal d'accélération de référence (accélération combinée de rotation et de latéro-extension), et devient importante au fur et à mesure de l'augmentation de la vitesse d'exécution du mouvement.

Le relevé de ce signal perturbateur qualifie donc la bonne exécution du mouvement céphalique libre en rotation horizontale pure, et en confirme la validité. Pour une vitesse d'exécution inférieure ou égale à  $125^\circ/\text{s}$ , la perturbation apportée par le mouvement de flexion-extension en dynamique ne représente plus que les 10% de l'accélération du mouvement de rotation ; il est possible alors de considérer ce mouvement comme non perturbé. C'est ainsi que les caractéristiques énergétiques présentées sont issues des calculs effectués sur les réponses céphaliques exécutées à une vitesse moyenne de  $125^\circ/\text{s}$ .

Impact du déplacement électrode-muscle sur les mesures

Au cours du mouvement de rotation, les muscles S.C.M. se déplacent par rapport à la peau et donc la distance électrode/muscle est modifiée. La principale perturbation sur les mesures se traduit par l'apparition d'une légère fluctuation du signal électromyographique, comme présenté sur la figure -3 (fluctuation de 3 Hz.).

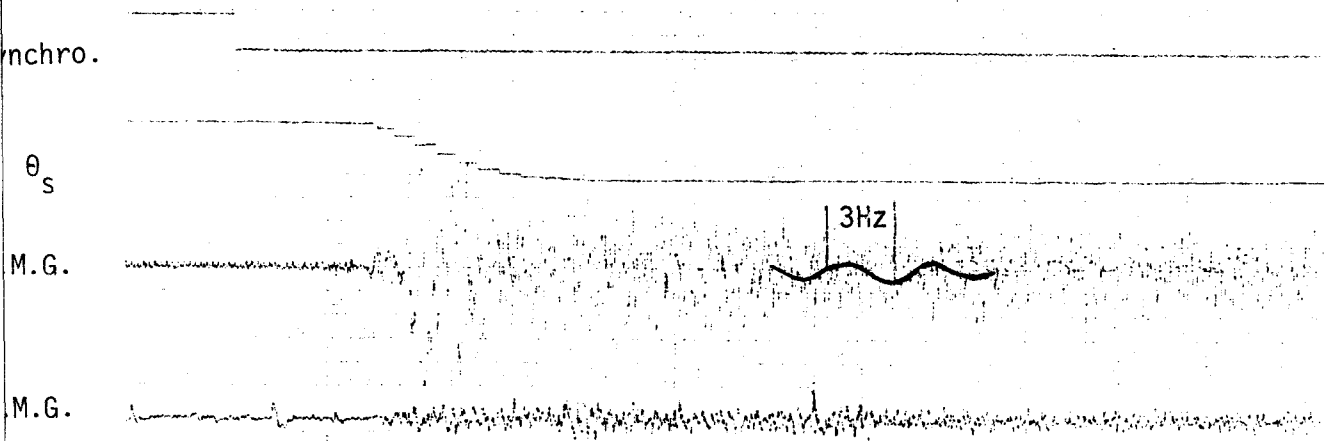


FIGURE -3.

Cette fluctuation (artéfact de mesure) peut perturber les résultats ; en fait le moyennage effectué sur tous les calculs en diminue considérablement l'effet.

ANNEXE V 2

Caractéristiques représentant l'évolution de l'E.M.G. intégré  
durant la phase statique et durant les phases dynamiques

D'après les mêmes enregistrements que présentés au chapitre V § 1.1 , il est possible de décomposer la réponse céphalique en une phase statique et deux phases dynamiques (voir chapitre IV § 3.2. ) ; ce qui donne le réseau de caractéristiques  $Q_s(\theta_e)$ .

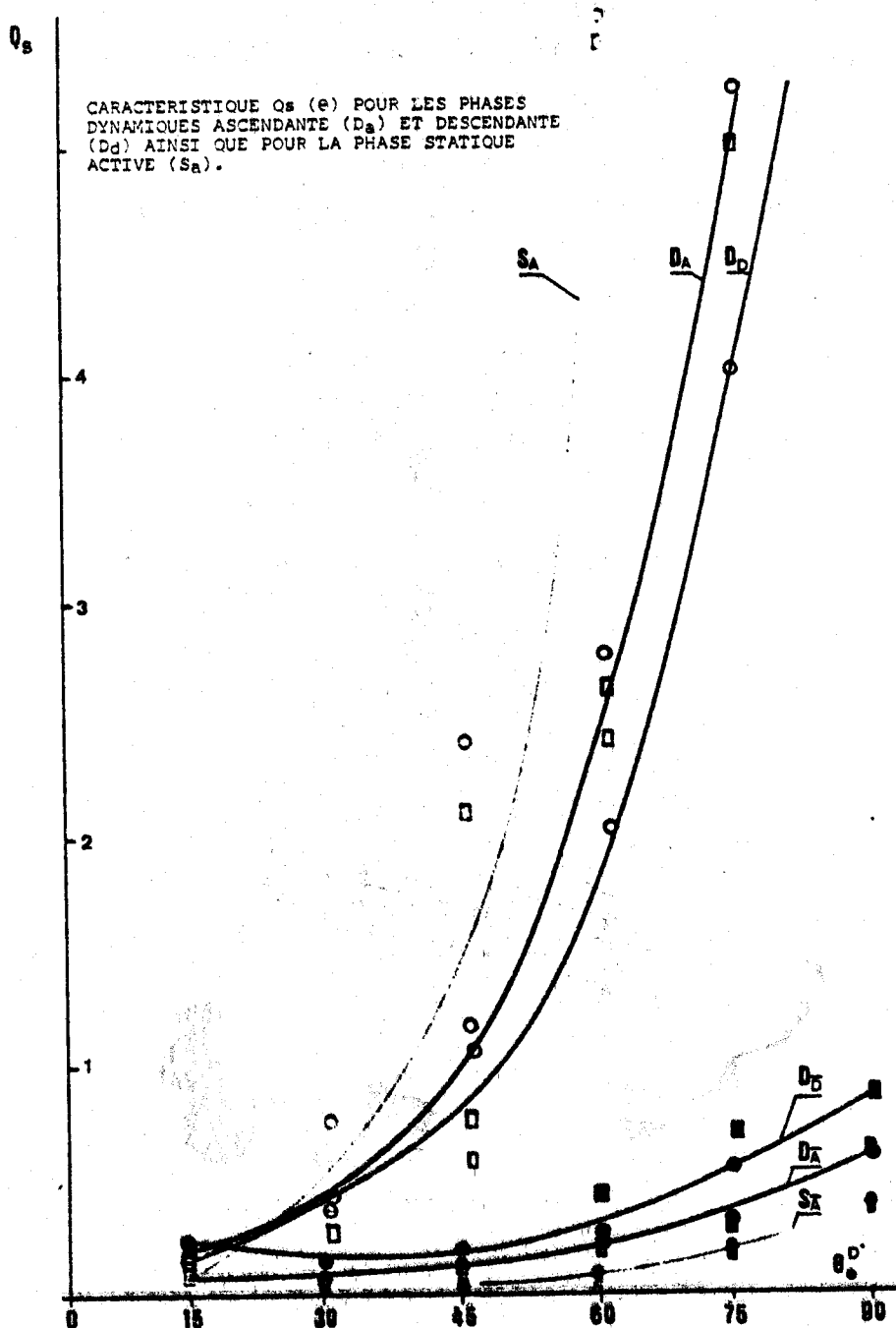


FIGURE -1.

Que ce soit en régime statique ou dynamique, les caractéristiques  $Q_s(\theta_e)$  restent de même allure que la courbe présentée lors de l'étude du mouvement d'aller et retour. Pour des mouvements de rotation céphalique inférieurs à  $30^\circ$ , le taux d'activité énergétique développé durant les phases dynamiques reste supérieur à celui des phases statiques. Par contre, pour des amplitudes plus importantes, l'activité énergétique du sterno-cléido-mastoi-dien agoniste durant la phase statique active est supérieure à celle développée durant les phases dynamiques, alors qu'elle est inférieure si l'on considère le sterno-cléido-mastoi-dien antago-niste pour des angles inférieurs à  $45^\circ$ .

La figure ci-dessous fait apparaitre le  $\log Q_s(\theta_e)$  ; ces caractéristiques ont été déterminées avec un coefficient de corrêla-tion de la régression linéaire supérieur à 0.9.

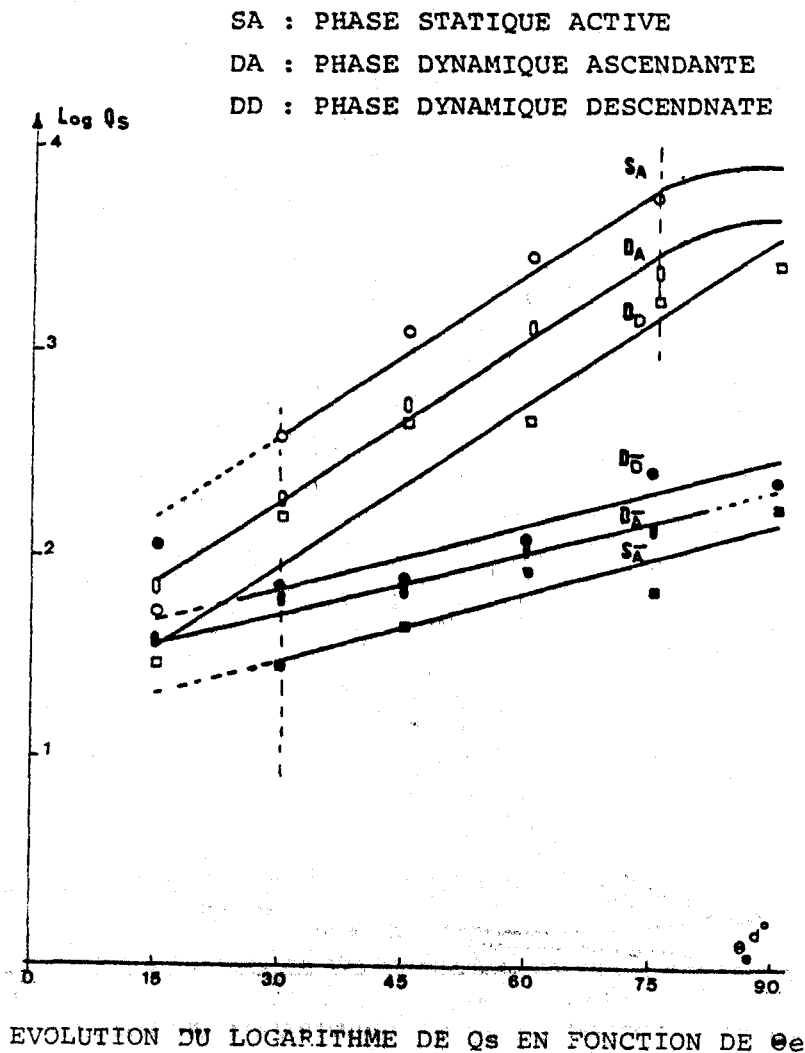


FIGURE -2.

Ces derniers résultats montrent que le groupe musculaire du sterno-cléido-mastoidien, du fait du fort taux d'activité durant la phase statique active par rapport aux phases dynamiques n'est pas seul impliqué dans la rotation céphalique (§ V 1.1.2.). On considère généralement que le S.C.M. participe à 50% de la rotation céphalique. Néanmoins, les valeurs prises par le paramètre  $Q_s$  permettent une identification et une caractérisation du mouvement céphalique.

Détermination de la D.S.P. durant la phase statique et durant les phases dynamiques

L'allure de la D.S.P. reste inchangée ; nous retrouvons l'aspect bimodale du spectre pour des amplitudes de rotation céphalique supérieures à 45°.

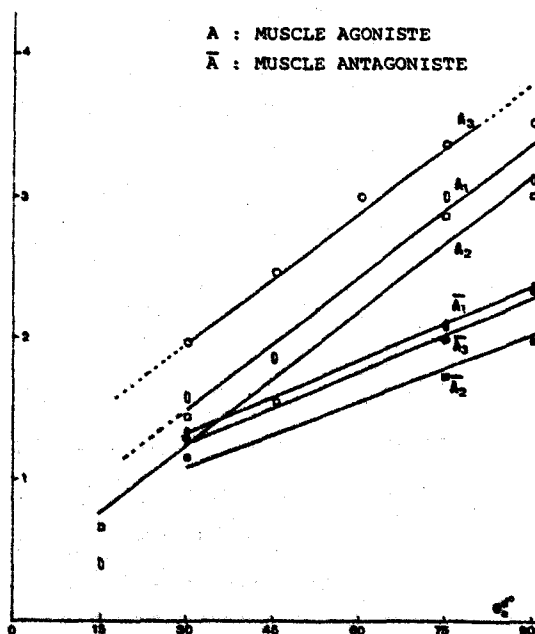
Les figures ci-dessous représentent en

- a) les caractéristiques  $A$  ( $\theta_e$ ) et  $\bar{A}$  ( $\theta_e$ ) prises respectivement pour le muscle agoniste et antagoniste ; déterminées durant la phase dynamique ascendante du mouvement (aller).
- b) ce sont les mêmes caractéristiques déterminées durant la phase statique active du mouvement.
- c) pour la phase dynamique descendante (retour).

FIGURE - 3.

CARACTERISTIQUES D'AMPLITUDE DURANT LA PHASE DYNAMIQUE ASCENDANTE

$$A = f(\theta_e)$$



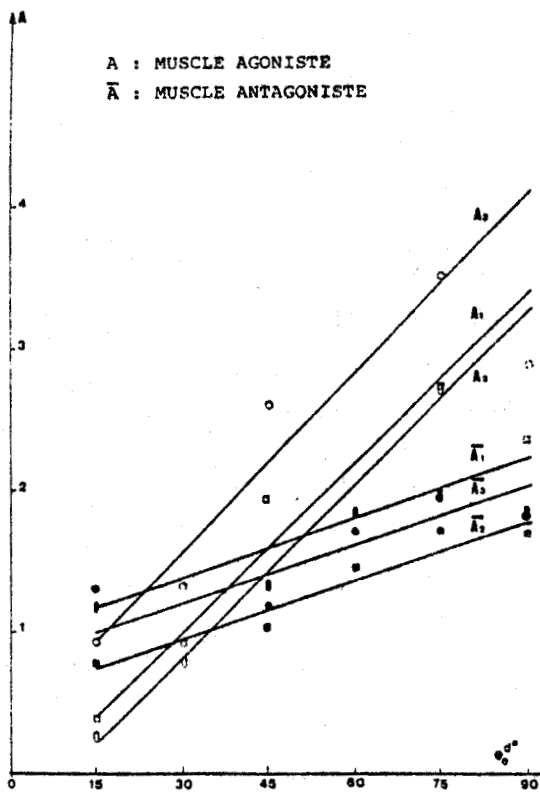


FIGURE -4.

CARACTERISTIQUES D'AMPLITUDE DURANT LA PHASE DYNAMIQUE DESCENDANTE

$$A = f(\theta e)$$

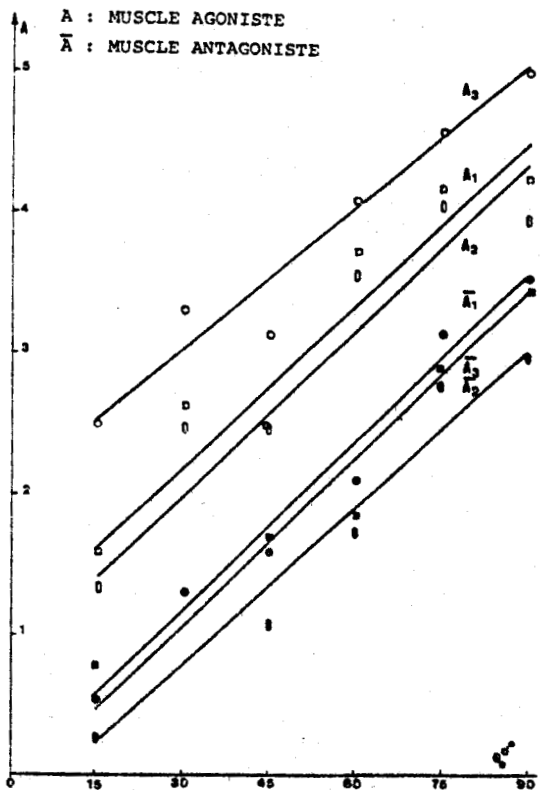


FIGURE -5.

CARACTERISTIQUES D'AMPLITUDE DURANT LA PHASE STATIQUE ACTIVE

$$A = f(\theta e)$$





Ces caractéristiques ont été déterminées par régression linéaire et présentent un coefficient supérieur à 0.9 ; elles confirment les remarques formulées au § V 2.1.1.2..

Les figures ci-dessous montrent l'évolution des paramètres fréquentiels du spectre déterminés suivant les phases : dynamique ascendante (a), statique active (b) et dynamique descendante (c).

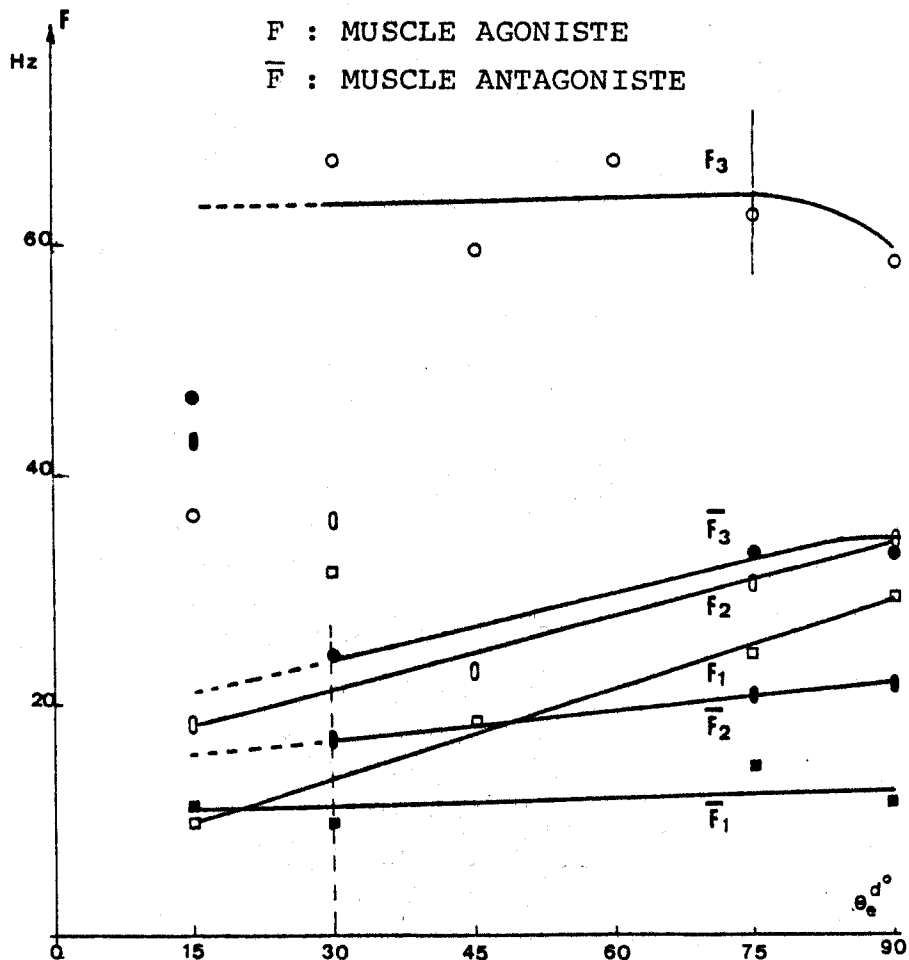


FIGURE -6.

CARACTERISTIQUES FREQUENTIELLES DURANT LA PHASE DYNAMIQUE ASCENDANTE

$$F = f(\theta_e)$$

F : MUSCLE AGONISTE  
 F̄ : MUSCLE ANTAGONISTE

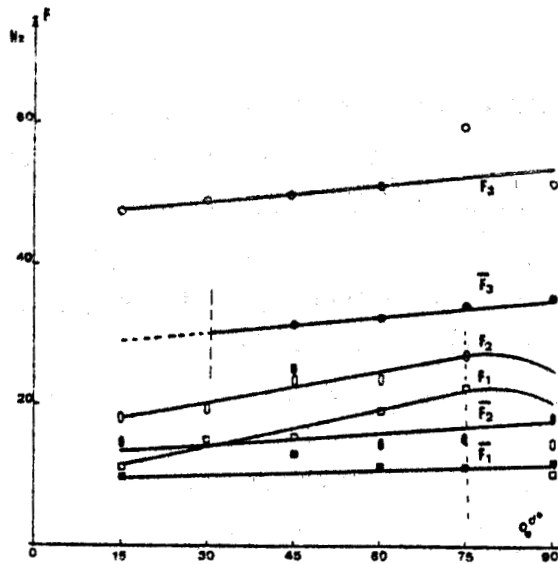


FIGURE -7.  
 CARACTERISTIQUES FREQUENTIELLES DURANT LA PHASE STATIQUE  
 $F = f(\theta_p)$

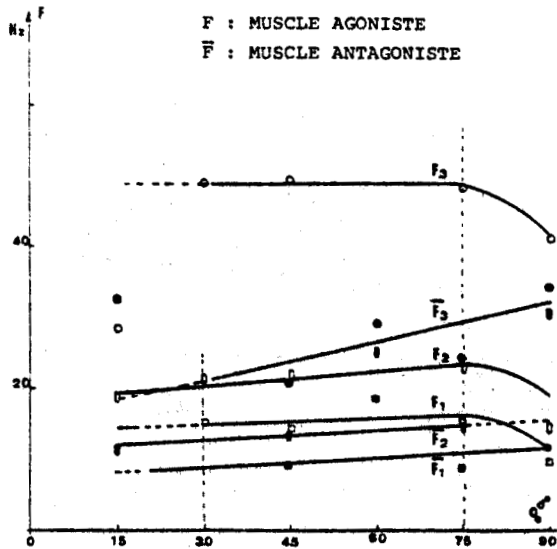


FIGURE -8.  
 CARACTERISTIQUES FREQUENTIELLES DURANT LA PHASE  
 DYNAMIQUE DESCENDANTE  
 $F = f(\theta_e)$

Les diverses caractéristiques présentées, quelles soient déterminées durant le mouvement d'aller et retour ou durant les phases dynamiques et statiques du mouvement sont du même type. Ceci reste valable pour une faible vitesse d'exécution ( $V_e = 125^\circ/s$ ), c'est à dire pour un mouvement de rotation lent.

ANNEXE V 3

Cette annexe présente en premier lieu l'évolution des caractéristiques de  $\log Q_s$  en fonction des différentes valeurs de la vitesse d'exécution du mouvement (figure 1).

Dans un second temps est présenté la caractéristique d'amplitude et de fréquence du deuxième mode du spectre en fonction de  $V_e$ .

De même pour un angle de rotation céphalique de  $45^\circ$ , ont été tracées les variations relatives des amplitudes ( $\Delta A$ ) du spectre ainsi que les variations relatives des fréquences.

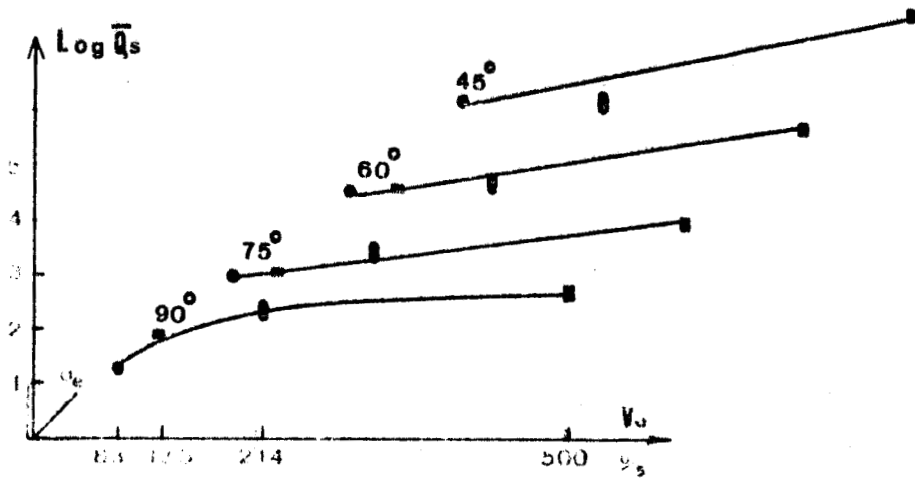


FIGURE -1.

Evolution du  $\text{Log } \bar{Q}_s$  en fonction de  $V_e$ , paramétré en  $\theta_e$   
Muscle antagoniste.

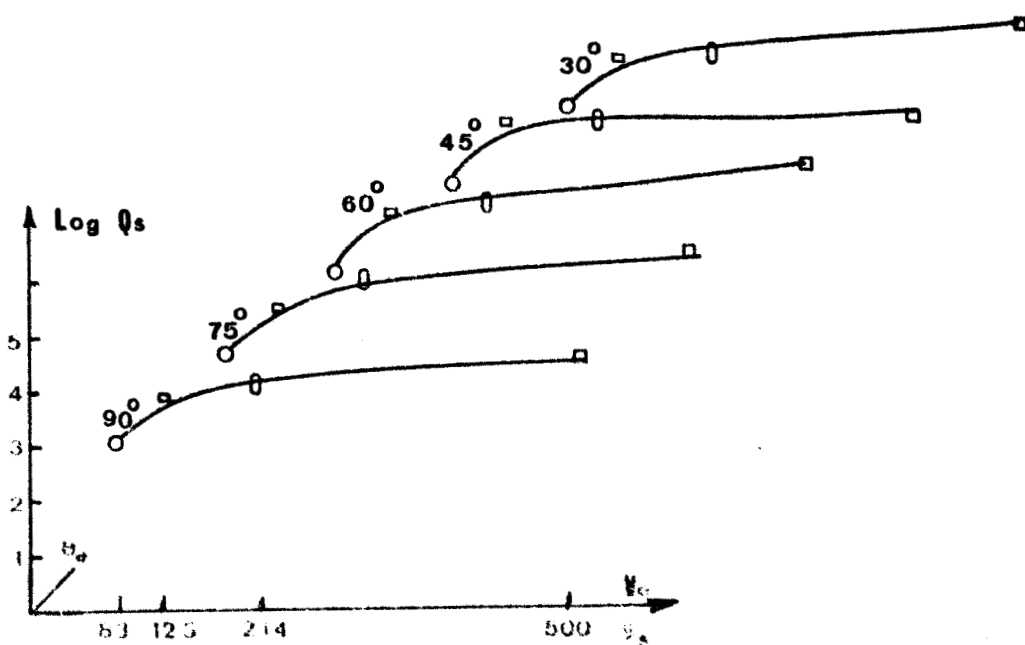
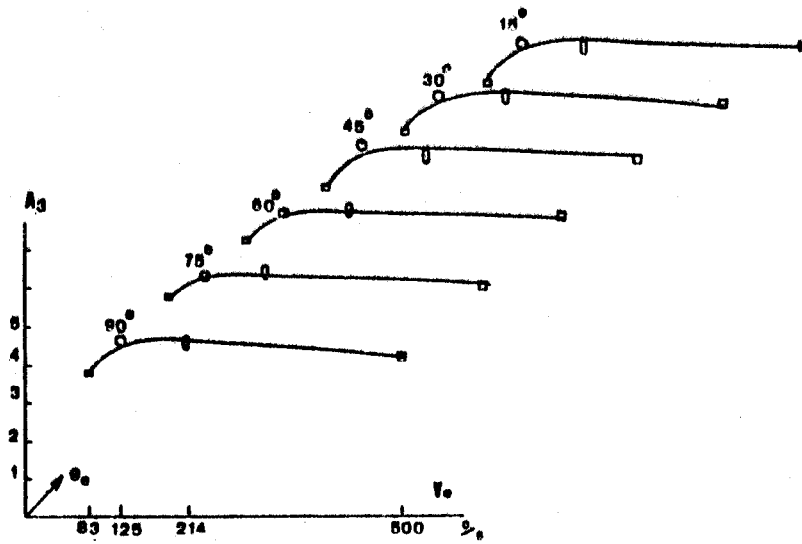


FIGURE -2.

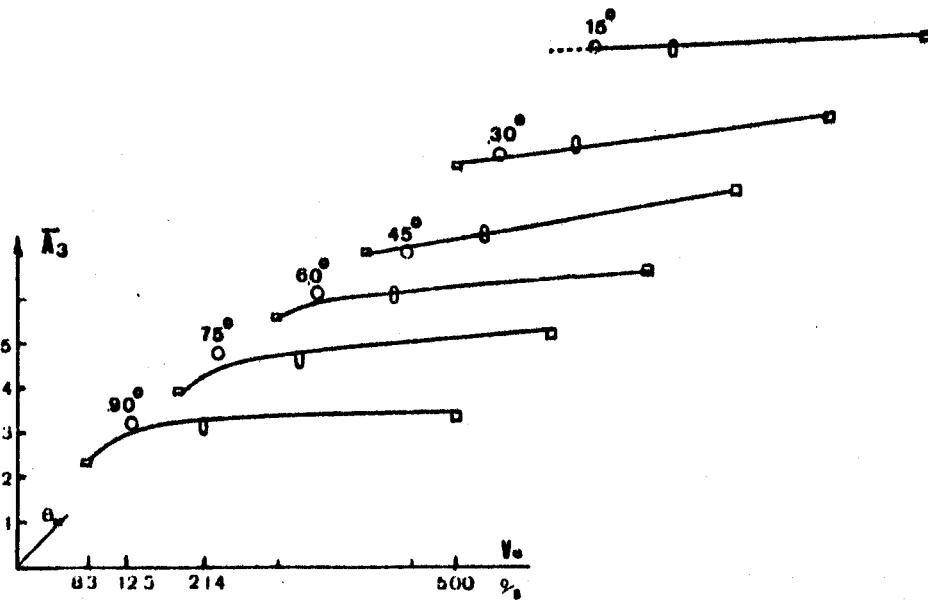
Evolution du  $\text{Log } Q_s$  en fonction de  $V_e$ , paramétré en  $\theta_e$   
Muscle agoniste.

BUS  
LILLE



EVOLUTION DE L'AMPLITUDE DU DERNIER MODE DU MUSCLE AGONISTE EN FONCTION DE  $V_e$ , PARAMETREE EN  $\theta_e$

FIGURE -3.

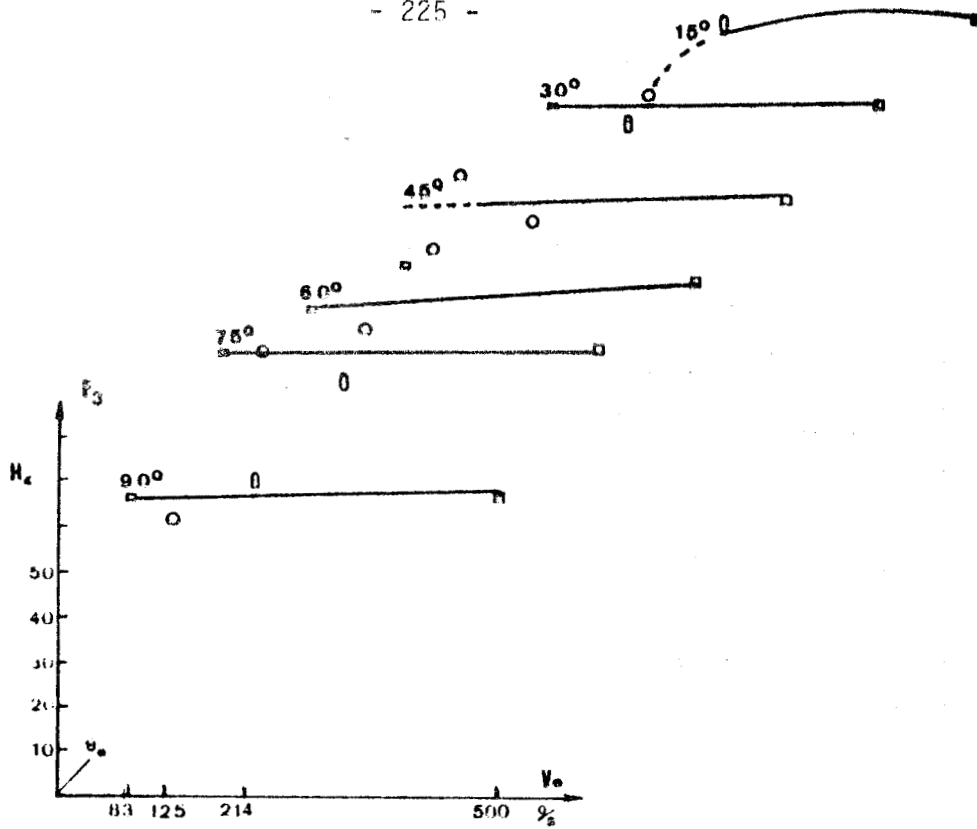


Muscle antagoniste

FIGURE -4.

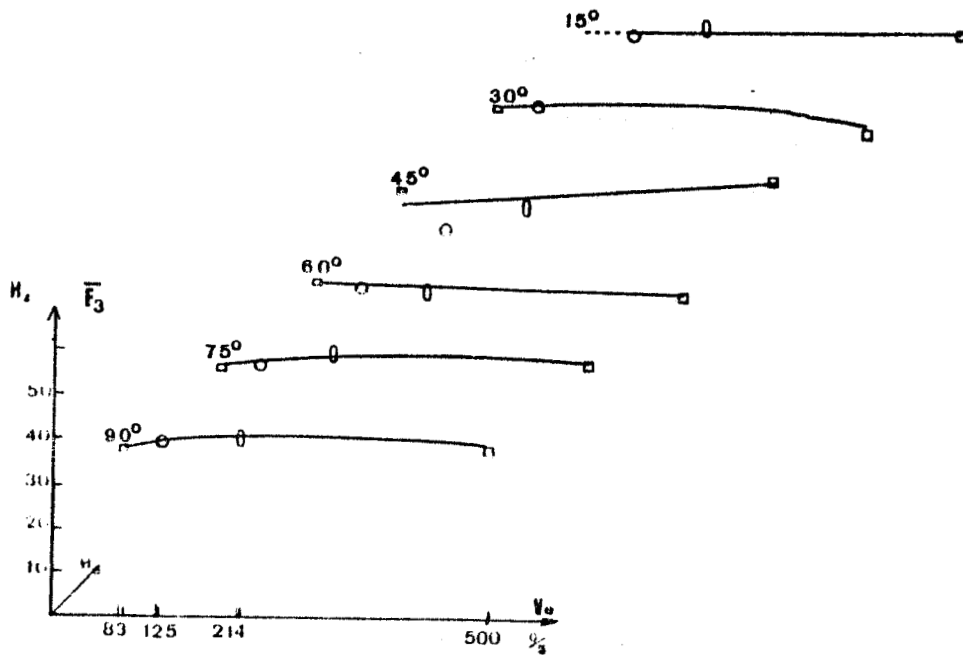


Lorsque la vitesse d'exécution augmente, on observe une croissance du taux d'activité énergétique du muscle agoniste et antagoniste.



Evolution fréquentielle du dernier mode  
Muscle agoniste.

FIGURE -5.



Muscle antagoniste

FIGURE -6.



Le paramètre d'entrée  $V_e$  intervient dans la largeur de bande du signal E.M.G. ; en effet nous remarquons que plus la vitesse d'exécution est élevée et plus le spectre se contracte. D'après la figure -7,  $\Delta F_2$  reste quasi-constant tandis que  $\Delta F_1$  et  $\Delta F_3$  diminuent au fur et à mesure que la variable  $V_e$  augmente.

Des variations relatives en amplitude, seuls  $\Delta A_1$  et  $\Delta A_3$  évoluent en fonction de  $V_e$  alors que  $\Delta A_2$  reste constant. Les variations du spectre sont alors dépendantes des deux modes  $M_1$  et  $M_3$ .

La vitesse d'exécution du mouvement a donc une double influence sur les caractéristiques énergétiques du signal E.M.G. : D'une part une augmentation de l'amplitude des paramètres énergétiques considérés pour le muscle agoniste et antagoniste ; d'autre part elle révèle une diminution de la bande passante du signal.

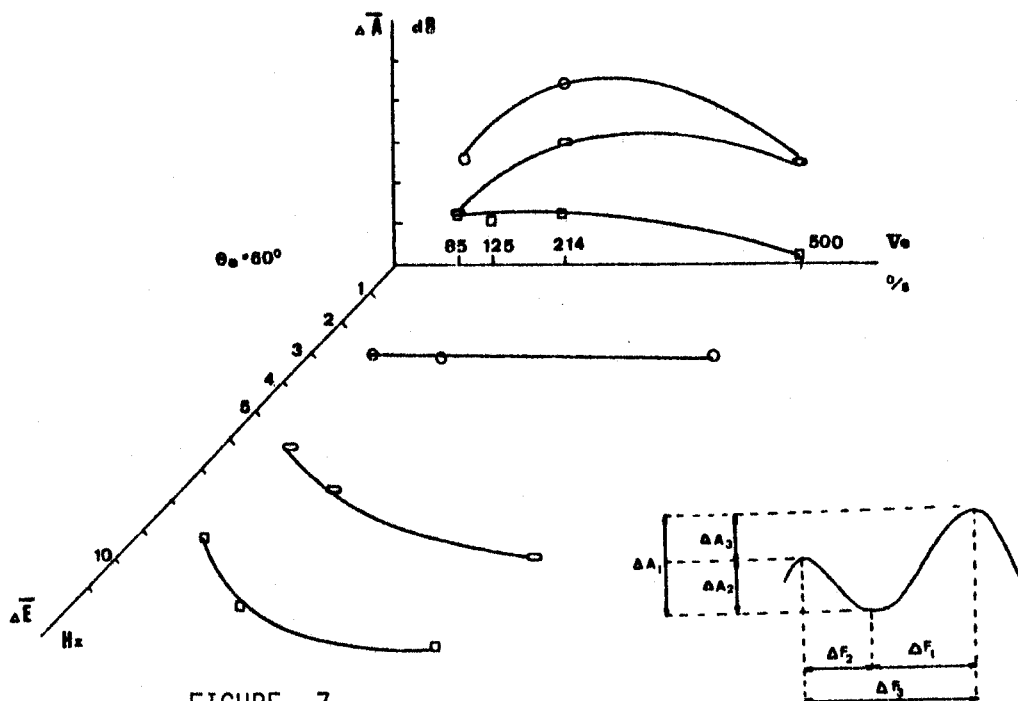


FIGURE -7.

EVOLUTION DES PARAMETRES DESCRIPTIFS DU SPECTRE EN FONCTION DE  $V_e$ .  
MUSCLE ANTAGONISTE.



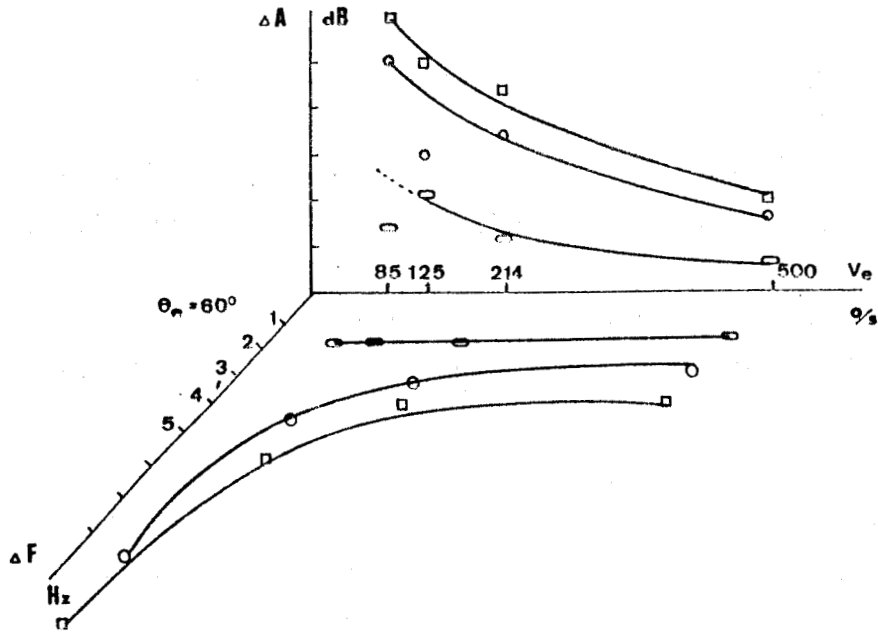


FIGURE -8.

EVOLUTION DES PARAMETRES DESCRIPTIFS DU SPECTRE  
EN FONCTION DE  $V_e$   
MUSCLE AGONISTE



## RESUME

L'objectif de l'étude est de mettre en évidence les relations systématiques existant entre la qualité du mouvement céphalique de rotation et les caractéristiques énergétiques du sterno-cléido-mastoidien. Le but consiste en l'élaboration d'un modèle explicite caractérisant la contraction musculaire en réponse à un mouvement céphalique déterminé.

Le signal électromyographique (EMG) est un indicateur de la contraction musculaire, deux approches mathématiques autorisent la quantification de l'EMG ; la première décrit le signal dans le temps (EMG intégré), la seconde dans le domaine des fréquences (Analyse spectrale).

Il s'avère que les résultats sont en accord avec ceux de la bibliographie, notamment, l'évolution non linéaire des caractéristiques énergétiques d'amplitude au cours de l'accroissement des angles de rotation céphalique, ainsi que leur dépendance envers la valeur de la vitesse d'exécution du mouvement. L'analyse spectrale apporte une connaissance particulière du signal EMG, tant de par l'allure bimodale du spectre que par son évolution fréquentielle au cours d'une intensification de la contraction. L'évolution du spectre traduit le phénomène de la sommation spatio-temporelle relative au recrutement supplémentaire d'unités motrices, ainsi qu'au bouleversement de leur fréquence de décharge.

L'élaboration d'un modèle de synthèse permet le regroupement des divers résultats et explique ainsi les relations liant les composantes descriptives du mouvement céphalique aux composantes énergétiques du signal EMG.

## MOTS CLES

Modélisation, opérateur humain, mouvement, tête, électromyographie.