

50376
1974
164

50376
1974
164

THÈSE

présentée

A L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES
ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir

le grade de Docteur ès-Sciences

par

Francis LESTIENNE

Attaché de Recherches au CNRS



Programme moteur et mécanismes de l'arrêt d'un mouvement monoarticulaire

Soutenue le 10 Décembre 1974 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury : MM. S. BOUISSET,
J. M. COQUERY
M. HUGON
J. MASSION
E. PERTUZON

Président
Examineurs

A ma fille

INTRODUCTION

AU LECTEUR

Lorsque je publiais, en 1863, la *Physiologie médicale de la circulation du sang*, et que j'introduisais en France la méthode graphique appliquée à la biologie, j'émettais l'espérance de pouvoir appliquer cette méthode à l'étude d'autres fonctions. Aujourd'hui, je suis plus affirmatif et je présente la méthode graphique comme la meilleure que l'on puisse employer dans la plupart des recherches biologiques. La création de nouveaux appareils, la correction des défauts que présentaient les instruments que l'on possédait déjà, telles ont été mes principales préoccupations dans ces dernières années. Les appareils enregistreurs permettent maintenant d'aborder des recherches qui autrefois eussent été impossibles, et de reprendre les expériences anciennes dans des conditions de simplicité et de précision toutes nouvelles.

Par l'emploi de la méthode graphique disparaissent les illusions de l'observateur, la lenteur des descriptions,

la confusion des faits. Ces deux qualités dominantes, clarté et concision, devenaient chaque jour plus désirables en présence du développement énorme que prennent les publications biologiques. Aussi aurais-je voulu offrir au public un livre plus court, mais j'ai dû exposer avec quelques détails les principes de la méthode et la disposition des appareils dont je me suis servi. Débarrassé à l'avenir de cette description qui était indispensable, j'espère atteindre la concision que je me propose et que je crois si utile.

L'objet de ces leçons peut sembler fort restreint; en effet, dans la plupart des traités classiques de physiologie, l'étude du mouvement proprement dit se réduit à peu près au chapitre qui traite de la locomotion. J'ai fait une plus grande part au *mouvement dans les fonctions de la vie*, et je pense, avec Cl. Bernard, que le mouvement est l'acte le plus important, en ce que toutes les fonctions empruntent son concours pour s'accomplir. Bien plus, il faut aujourd'hui envisager le mouvement dans un sens plus large, et lui rattacher un grand nombre de changements d'état dont l'étude appartient également à la méthode graphique.

L'origine du mouvement, c'est-à-dire l'acte musculaire et la fonction nerveuse, était naguère encore la partie la plus mystérieuse de la biologie: ce sera bientôt

la mieux connue. L'école allemande a la plus grande part dans ce progrès; c'est elle qui a montré, la première, que la biologie pouvait, dans ses recherches, atteindre à cette précision admirable qui semblait n'appartenir qu'aux sciences physiques.

Paris, 20 novembre 1867.

MAREY E.J. (1868)

"Du mouvement dans les fonctions de la vie"

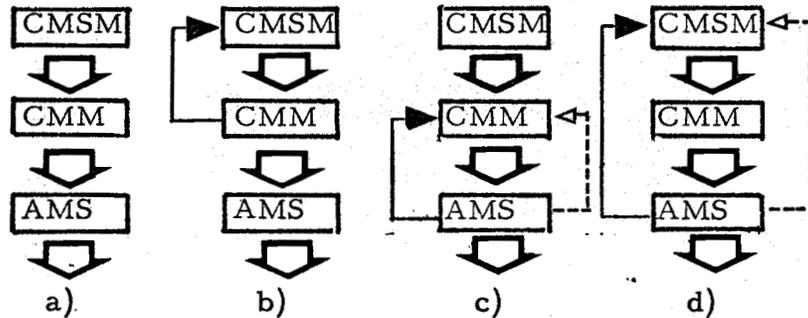
Le déplacement d'un segment corporel et la limitation volontaire de son amplitude nécessitent une participation coordonnée de plusieurs muscles qui interviennent dans le déclenchement, l'exécution et l'arrêt du mouvement. Cette coordination s'exprime dans une organisation spatio-temporelle des activités musculaires telles que le mouvement qui en résulte soit conforme aux exigences de son projet. L'étude de cette organisation motrice formera le cadre général de ce mémoire.

A - ORGANISATION DU MOUVEMENT ET COORDINATION MUSCULAIRE

I - ORGANISATION DU MOUVEMENT

Si l'on s'en tient aux premières formulations concernant l'approche de ce problème, on s'aperçoit que celles-ci ont oscillé entre deux positions extrêmes, à savoir : a) la programmation centrale et le déroulement de la totalité des séquences motrices en dehors de toutes informations d'origine périphérique (HERING, 1898 ; BEEVOR, 1909) ; b) l'enchaînement harmonieux d'activités réflexes (SHERRINGTON, 1906). De nombreux auteurs s'accordent maintenant à reconnaître que ces deux mécanismes ne paraissent pas s'exclure (MERTON, 1953 ; GRANIT, 1968 ; MATTHEWS, 1972) et peuvent être impliqués de manière simultanée ou successive (STARK, 1968 ; GOTTLIEB et coll., 1970 ; BROOKS et STONEY, 1971).

Si nous tentons d'expliquer le mouvement en termes de système entrée-sortie à boucle ouverte ou fermée, nous pouvons, en schématisant tant soit peu, caractériser les différentes modalités d'intervention des centres moteurs dans l'activité cinétique (Fig. 1).



- Figure 1 -

Schématisation des différents systèmes de commande de l'activité cinétique.

De gauche à droite : système à chaîne ouverte (a), système à chaîne fermée avec boucle de rétroaction interne (b), système à chaîne fermée avec boucle de rétroaction externe courte (c) et longue (d).

CMSM : Centre Moteur Supra-Médullaire ; CMM : Centre Moteur Médullaire ; AMS : Appareil Musculo-Squelettique.

◊ : influence directe ; —→ : influence en retour par une boucle de rétroaction continue ;

---→ : influence en retour par une boucle de rétroaction discontinue.

Dans le cas d'un système à chaîne ouverte (Fig.1 a), le Centre Moteur Supra-Médullaire - le CMSM ou étage supérieur - transmettrait son contenu au Centre Moteur Médullaire - le CMM ou étage inférieur - qui agit directement sur l'Appareil Musculo-Squelettique - l'AMS ou effecteur - (VASILENKO et KOSTYUT, 1965 ; AIZERMAN et ANDRESEVA, 1968 ; SCHMIDT et RUSSEL, 1972). Il faut noter que le CMM peut posséder sa propre autonomie (ORLOVSKY et SHIK, 1965 ; GRILLNER, 1972 ; ARSHAVSKY et coll., 1972) ; le schéma se réduit alors à une seule chaîne CMM-AMS.

En ce qui concerne le système à chaîne fermée et à boucle de rétroaction interne (Fig.1 b), sa structure n'est pas radicalement différente de celle décrite précédemment. En effet, cette boucle de rétroaction ne véhicule pas l'information venant de la périphérie mais renseigne le CMSM sur l'activité du CMM (BIZZI et coll., 1971 ; MASSION, 1973).

Par contre, le système à chaîne fermée et à boucle de rétroaction externe (Fig.1 c et d) se différencie nettement du système 1 b par l'importance qu'il donne aux entrées sensorielles comme facteur d'organisation des activités motrices. C'est ainsi que la mise en jeu de l'AMS, généralement déclenché à partir du CMSM, donne naissance à des informations qui sont reçues par le CMM (Fig.1 c) ou le CMSM (Fig.1 d). Ces informations, d'origine proprioceptive (MATTHEWS, 1972), articulaires (WYKE, 1972) et tactiles (ROSE et MOUNTCASTLE, 1959) permettent, grâce au circuit de **rétroaction**, d'ajuster la commande motrice de manière continue (ECCLES et coll., 1972) ou discontinue (HOUK, 1972).

Ces quatre systèmes peuvent être a priori considérés comme des éléments de base, à partir desquels peuvent s'élaborer des mécanismes plus ou moins complexes dont la structure serait susceptible de dépendre, pour une part importante, du type de mouvement envisagé - mouvement balistique ou mouvement de poursuite - (STARK, 1968), de la vitesse du mouvement (CRAIK, 1947 ; BROOKS et STONEY, 1971) et du degré d'acquisition de la tâche (GELFAND et coll., 1971).

Il faut souligner que ce principe directeur d'organisation qui se base sur cette notion de rétroaction tend, d'une certaine façon à minimiser l'importance des systèmes à chaîne ouverte. Il est vrai que le concept de Programme qui est sous-jacent à ce mécanisme laisse supposer que les séquences d'action sont imposées par des liaisons neuro-anatomiques essentiellement rigides dont les composantes sont généralement innées. Cependant, nous devons à BERNSTEIN (1947), l'hypothèse selon laquelle le mouvement intentionnel est sous la dépendance d'un système de commandes hiérarchisées présentant une structure évolutive qui s'oriente vers une indépendance de plus en plus marquée vis à vis des messages sensoriels.

Le déroulement du mouvement pourrait être alors une suite d'opérations ordonnées, nécessaires et suffisantes pour obtenir un résultat qui répond aux exigences de son projet. Cette suite d'opérations serait inscrite dans un programme dont l'élaboration, la codification et le déclenchement se feraient au niveau soit du CMSM, soit du CMM, selon le degré de hiérarchisation de la commande motrice. Le lancement du programme pourrait également s'effectuer grâce à une boucle de rétroaction discontinue (HOUK, 1972) jouant ici le rôle de déclencheur.

C'est cette hypothèse que nous tenterons, dans une certaine mesure, de vérifier à partir de l'étude des mécanismes de l'arrêt des mouvements. Nous pensons en effet que, chez les sujets suffisamment entraînés, les mécanismes de freinage peuvent être identifiés à une organisation fonctionnelle et potentielle, suffisamment stable et autonome mais douée de plasticité selon les conditions périphériques offertes au mouvement.

Outre la nécessité de mesurer avec précision les composantes biomécaniques du système musculo-squelettique mis en jeu, la direction que nous avons suivie pour aborder les mécanismes de l'arrêt des mouvements, effectués dans des conditions expérimentales différentes, nous impose une étude à la fois descriptive et surtout quantitative de la coordination musculaire. Cette coordination est l'expression d'une organisation interne dynamique capable de mettre en jeu, à partir de système de commande, des séquences d'action adaptées à un but (FESSARD, 1974).

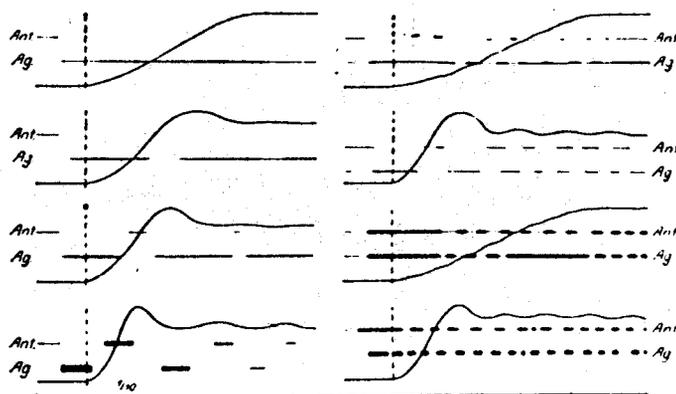
II - COORDINATION MUSCULAIRE - ETUDE QUANTIFIEE

C'est en 1732 que WINSLOW fut, semble-t-il, le premier à avoir exprimé la nécessité d'une coopération plus ou moins complexe des muscles pour "mouvoir une partie du corps". Au milieu du siècle dernier, DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) souligne que " l'action musculaire isolée n'est pas dans la nature ". Il faut attendre le début du XXe Siècle pour que BEEVOR (1904), à partir de données obtenues par observations cliniques et palpation, précise clairement que l'exécution d'un

acte moteur, même très simple, est susceptible de mettre en jeu des muscles ayant des rôles très différents. Il désigne sous le nom de "prime movers" ou d'agonistes et d'antagonistes, les muscles qui respectivement provoquent et freinent le mouvement d'une articulation. Il distingue également les synergistes et les fixateurs qui facilitent l'exécution du mouvement.

C'est assurément avec le perfectionnement des techniques d'inscription graphique (MAREY, 1868) et d'investigation des caractéristiques biomécaniques de l'activité motrice (BRAUNE et FISCHER, 1889) et depuis les premiers enregistrements électromyographiques de surface réalisés par PIPER (1907) que l'étude quantifiée de la coordination musculaire a pris un développement important. Parmi les multiples recherches rapportées par BASMAJIAN (1967), une place importante revient à l'oeuvre de WACHHOLDER dont l'intérêt justifiait, dès 1927, la remarquable analyse de FESSARD. Se proposant d'étudier des mouvements volontaires très simples, WACHHOLDER a tenté de rapporter la forme du mouvement aux forces musculaires qui le produisent. L'intérêt et l'originalité de son travail consistent à avoir enregistré simultanément le déplacement et l'activité électromyographique des muscles participant au mouvement. Il a pu ainsi examiner la répartition de l'activité des muscles en se référant aux indications précieuses données par le décours du déplacement (v. fig.2).

A la suite de ces résultats et grâce au développement des techniques de détection des EMG de surface et des EMG intramusculaires, l'étude de la coordination musculaire a fait l'objet d'une littérature particulièrement fournie. Si on se réfère à l'analyse bibliographique des travaux concernant par exemple l'activité des muscles des membres supérieurs (v. LESTIENNE, 1971), l'impression qui se dégage est celle d'une très grande plasticité des plans de coopération entre agonistes, antagonistes et synergistes selon les conditions périphériques offertes au mouvement et d'une grande variabilité intra-individuelle pour autant que le problème ait été systématiquement étudié. De plus, on reste sur le sentiment d'une certaine contradiction, et éventuellement d'une certaine confusion, entre les résultats de ces divers travaux. Il n'est pas



- Figure 2 -

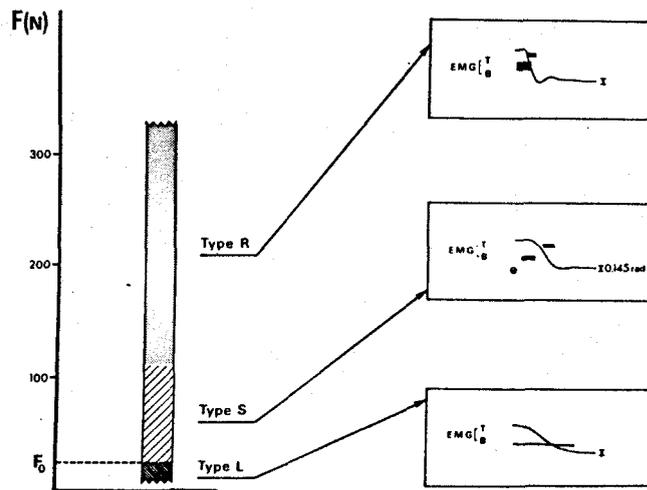
(d'après WACHHOLDER, 1928)

Représentation schématique de la distribution de l'activité musculaire dans un mouvement monoarticulaire.

Par agoniste (Ag) et antagoniste (Ant), l'auteur entend biceps ou triceps selon qu'il s'agit de la flexion ou de l'extension. La durée de l'activité de chacun des muscles est représentée par un trait dont l'épaisseur est proportionnelle à l'activité électromyographique. Le tracé continu est le tracé goniométrique.

- . A gauche : mouvement non raidi
- . A droite : mouvement raidi

impensable d'imputer celles-ci au fait que la stabilisation des conditions d'exécution du mouvement ait souvent été insuffisante et que la leçon, selon nous remarquable, de WACHHOLDER et ALTENBURGER ait pu parfois être oubliée, c'est-à-dire que les modalités de l'activité musculaire devaient être rapportées aux grandeurs mécaniques susceptibles de caractériser le mouvement. C'est cette voie ouverte par WACHHOLDER que nous avons suivie lorsque nous avons tenté de quantifier, à partir de grandeurs biomécaniques - vitesse, accélération et force - les modalités des activités réciproques des muscles agoniste et antagoniste mis en jeu au cours de mouvements unidirectionnels de flexion ou d'extension du coude. Nous avons pu montrer alors (LESTIENNE, 1971), qu'au fur et à mesure de l'accroissement de la force développée par les muscles agonistes, trois types de plans de coopération musculaire surviennent successivement (v. fig. 3).



- Figure 3 -

Relation entre la force agoniste F et les trois types de plans de coopération musculaire.

Ce schéma concerne les mouvements de flexion du coude.

A droite : schématisation des trois types (L, S et R) de plan de coopération entre le biceps (B) et le triceps (T) :

- le type L, caractérisé par la seule activité du biceps
- le type S, caractérisé par une activité phasique successive du biceps et du triceps
- le type R, caractérisé par un recouvrement partiel des activités phasiques du biceps et du triceps.

L'activité EMG est représentée par un trait dont l'épaisseur est proportionnelle au niveau de l'EMG. Le tracé θ correspond au déplacement angulaire.

A gauche : à chacun des trois types du plan de coopération est associée une zone de variation de F .

F_0 représente la limite inférieure du type S en dessous de laquelle les forces antagonistes passives sont suffisantes pour freiner le mouvement.

B - METHODES D'INVESTIGATION

En fonction des arguments développés précédemment, il s'avère que la méthode d'investigation de la coordination musculaire qui fait appel à deux techniques essentielles : la détection des électromyogrammes et celle des variables mécaniques du mouvement, peut constituer, en particulier chez l'Homme, une tentative d'approche de l'organisation du mouvement, pour autant que les conditions expérimentales soient strictement contrôlées. L'analyse sera plus fine dans la mesure où les techniques d'investigation permettront de décrire le comportement même des muscles impliqués dans le schéma du mouvement. Aussi, il apparaît souhaitable de rapporter la date, la durée et le niveau d'excitation des muscles mis en jeu, non pas aux seules variables cinématiques du segment corporel en rotation - déplacement (Θ), vitesse (Θ') et accélération (Θ'') angulaires - mais également aux variables cinématiques musculaires - longueur (L), vitesse (L') et accélération (L'').

Pour mener à bien une telle entreprise, la tâche accomplie par le sujet doit être la plus simple possible afin que mouvement et tâche soient confondus (BOUISSET et LESTIENNE, 1974). Leurs caractéristiques cinématiques étant alors les mêmes, il est possible, à partir de l'examen des mécanogrammes de contrôler précisément la performance.

I - CHOIX DU MOUVEMENT

En ce qui concerne le mouvement, celui-ci ne doit mobiliser qu'une seule articulation et répondre à divers impératifs - dont certains exprimés par WILKIE (1950) - jugés nécessaires pour une étude quantitative rigoureuse.

* le mouvement doit être monoarticulé et s'effectuer autour d'une articulation géométriquement simple. Ces deux conditions sont, sinon suffisantes, du moins nécessaires pour mesurer les variables biocinématiques du système musculo-squelettique.

* le mouvement ne doit mettre en jeu qu'un nombre restreint de muscles, constituant deux groupes musculaires agoniste et antagoniste bien définis et de surcroît bien délimités (v. fig. 8).

* le mouvement ne doit pas entraîner de modifications dans la stabilité du reste du corps.

* le mouvement doit pouvoir être reproduit facilement et aussi exactement que possible au cours des différents examens.

Ces diverses raisons ont amené le choix de mouvements unidirectionnels de flexion ou d'extension de l'avant-bras droit sur le bras. La tâche consiste à pointer une cible fixe ou à repérer une position articulaire donnée.

Afin que l'avant-bras soit dans une position naturelle, la main est maintenue en semi-pronation. Les mouvements sont exécutés dans le plan horizontal : on s'affranchit ainsi de l'influence de la pesanteur et le système de forces se réduit aux forces d'inertie, aux forces passives et aux forces mises en jeu par la contraction musculaire. Dans ces conditions, force et vitesse musculaires sont constamment variables ce qui est le cas de la plupart des mouvements naturels.

Diverses inerties peuvent être opposées au mouvement si leurs valeurs relativement faibles permettent l'exploration d'une large gamme de vitesses d'exécution, les niveaux de contraction restant nettement sous-maximaux. De plus, l'amplitude des mouvements est imposée. Elle est limitée de telle façon que les positions articulaires correspondant au début et à la fin du mouvement, se situent autour de la position d'équilibre de l'articulation du coude (PERTUZON et LESTIENNE, 1973).

II - EMG DE SURFACE EN TANT QUE METHODE D'APPRECIATION DES PLANS D'ACTION MUSCULAIRE

Si les électrodes-aiguilles ne semblent pas appropriées à l'étude de l'activité musculaire au cours du mouvement parce qu'il est impossible de les fixer dans le muscle, le fait de choisir entre la détection des EMG par électrodes de surface

ou par électrodes-fils dépend, selon nous, des circonstances. L'utilisation d'électrodes-fils s'avère nécessaire si l'on veut détecter soit les potentiels d'unités motrices, soit l'activité myoélectrique de petits muscles - tels ceux qui croisent l'articulation du poignet -, des muscles profonds ou même des différents chefs d'un même muscle. Par contre, si on s'intéresse à l'activité globale de muscles superficiels, la dérivation des potentiels musculaires à l'aide d'électrodes de surface est préférable à celle par électrodes-fils même si ces dernières sont peu sélectives. Cette technique semble en effet particulièrement appropriée pour l'activité musculaire des contractions sous-maximales ne développant que des forces peu élevées, étant donné le faible niveau de contraction, seules les électrodes de surface permettent de détecter l'ensemble de l'activité des fibres mises en jeu (PERSON, 1963). En outre, YUSEVICH (1958) considère qu'il est préférable d'utiliser l'électromyographie de surface qui seule laisse le sujet dans des conditions physiologiques normales. L'exécution des mouvements risque, en effet, d'être perturbée à cause des sensations douloureuses pouvant éventuellement résulter de la présence d'électrodes dans le muscle (KAHN et coll., 1971). De plus, l'implantation des électrodes peut léser certains tissus et provoquer des altérations du tracé électromyographique. Par contre, la pose des électrodes de surface est très simple. Il n'y a pas d'appréhension de la part des sujets contrairement à ce qui se passe pour l'implantation des électrodes-fils, bien que celle-ci soit généralement indolore. De plus, cette technique n'implique aucun risque d'ordre médical.

Ainsi, en dépit de certaines limitations de cette technique d'investigation et du fait que l'EMG de surface ne peut renseigner que sur l'activité des muscles situés dans les plans superficiels, il s'avère que l'examen électromyographique par électrodes de surface constitue une méthode de choix pour apprécier les plans d'action musculaire et leur niveau global d'excitation des différents muscles impliqués. Enfin, il apparaît que l'EMG de surface est un bon indice du niveau d'activité du muscle. Deux types d'arguments en faveur de cette façon de voir peuvent être invoqués :

- Le premier concerne la possibilité d'obtenir des relations consistantes et cohérentes entre la valeur intégrée de l'EMG de surface et les grandeurs biomécaniques du mouvement ainsi que l'a systématiquement étudié GOUBEL (1974) ;

- Le second est lié aux résultats d'une recherche (BOUISSET et MATON, 1972) concernant l'étude de la relation entre l'EMG de surface et l'EMG intramusculaire, au cours de contractions isométriques et anisométriques volontaires. Les résultats obtenus ont permis de montrer que l'EMG de surface est représentatif de l'EMG intramusculaire.

* * *

Dès lors que le mouvement choisi répond aux impératifs précédemment développés, on pense être en mesure d'approcher, à partir des lois de la cinématique et de la mécanique, les caractéristiques biocinématique et biomécaniques du système musculo-squelettique mis en jeu. Ces caractéristiques étant connues, il nous semble alors possible de préciser par l'étude des activités électromyographiques de surface l'évolution des paramètres séquentiels (durée et date d'activité) et quantitatifs (niveau d'excitation) du programme moteur agoniste-antagoniste dans le cours du mouvement et d'en suivre les variations lorsque le projet de mouvement varie soit volontairement (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 ; PARTRIDGE, 1961 ; BOUISSET et coll., 1962 ; BRICHICIN, 1966 ; LESTIENNE et BOUISSET, 1971) soit du fait des perturbations imprévues mais strictement contrôlées (FELDMAN, 1966 ; GARLAND et ANGEL, 1971). On pourra ainsi disposer d'éléments de réflexion sur le programme moteur qui soutient le mouvement et la nature des systèmes de commande qui sont impliqués dans ce type d'activité motrice.

C - SOMMAIRE

Ayant choisi le mouvement unidirectionnel de flexion ou d'extension du coude, nous exposerons (chapitre I) les techniques de détection et de mesure : i) des signaux myoélectriques de surface, ii) des variables cinématiques angulaires et musculaire, ainsi que l'évaluation de la force mise en jeu par le groupe musculaire agoniste.

Etant donné que le problème posé par l'examen de l'évolution d'un programme moteur agoniste-antagoniste au moyen de la technique électromyographique de surface est celui de la prise en considération des muscles dont l'activité ne peut être détectée par électrodes de surface, nous réaliserons une étude comparative de l'activité de l'ensemble des muscles appartenant aux groupes musculaires agoniste et antagoniste (chapitre II-A). Ce travail a été réalisé grâce à l'association de techniques de détection de surface et de détection intramusculaire.

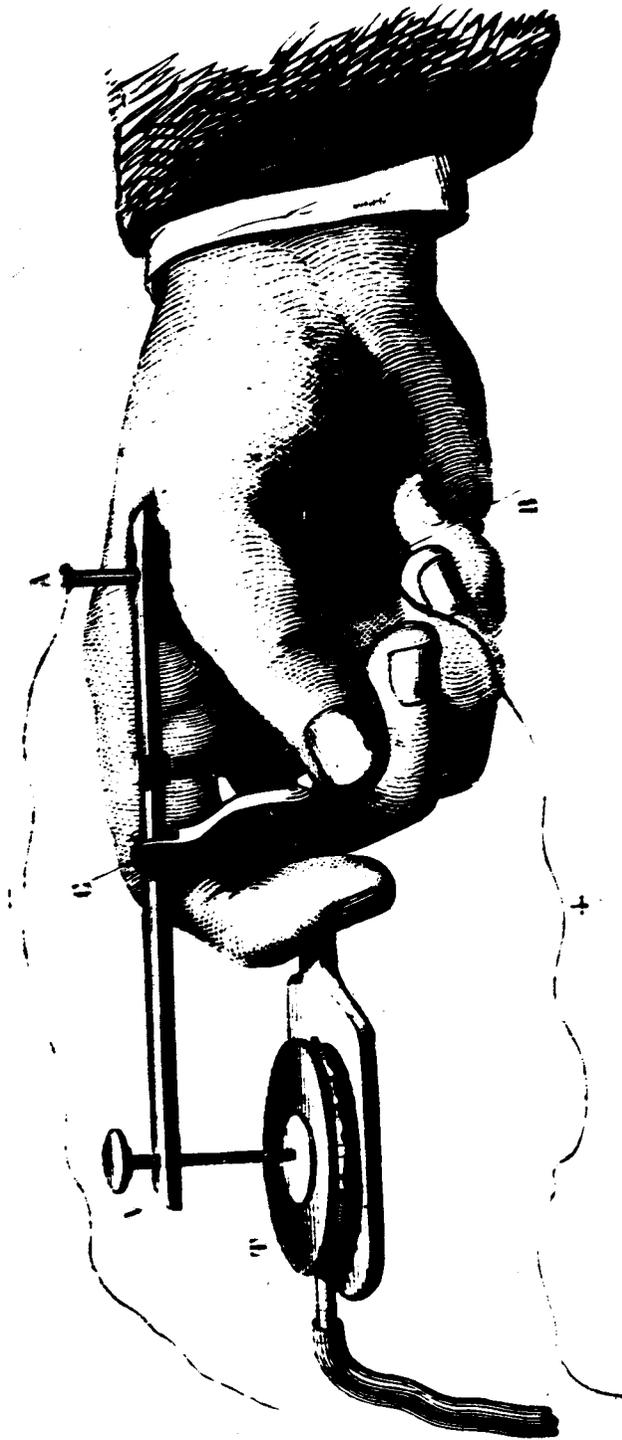
Sachant que le freinage d'un mouvement lent peut être effectué en absence d'activité musculaire (v. fig. 2 et 3), nous nous proposerons ensuite (Chapitre II-B) d'examiner au cours de mouvements de flexion active consistant en une tâche de pointage d'une cible, la contribution des forces passives (visco-élasticité et frottement) dans l'activité freinatrice exercée par le groupe musculaire antagoniste et la répercussion de ces mêmes forces sur le programme moteur agoniste-antagoniste.

Enfin, nous tenterons d'appréhender, au cours d'une tâche de repérage aveugle de la position angulaire, les mécanismes de l'arrêt des mouvements effectués à des vitesses telles que l'activité EMG antagoniste soit évoquée. C'est dans ce but que nous étudierons systématiquement l'évolution des paramètres séquentiels et quantitatifs du programme moteur antagoniste en fonction : i) de la vitesse imposée au mouvement - mouvements passifs (chapitre III), ii) de la consigne vitesse ainsi que des forces d'inertie qui peuvent s'opposer aux forces mises en jeu par la contraction musculaire - mouvements

actifs (chapitre IV). En fonction des résultats nous essaierons de nous déterminer sur :

- a) le processus à partir duquel les centres de commande motrice sont susceptibles de déclencher un programme-moteur alors que les sujets sont placés en situation aveugle ;
- b) l'existence d'un programme-moteur dans lequel seraient inscrits les mécanismes de l'arrêt ;
- c) la capacité du programme-moteur à s'adapter à des conditions mécaniques variées.

. CHAPITRE I .



BUS
LILLE

Première disposition de la pince myographique appliquée aux muscles adducteurs du pouce. (E.J. MAREY, 1868)

TECHNIQUES

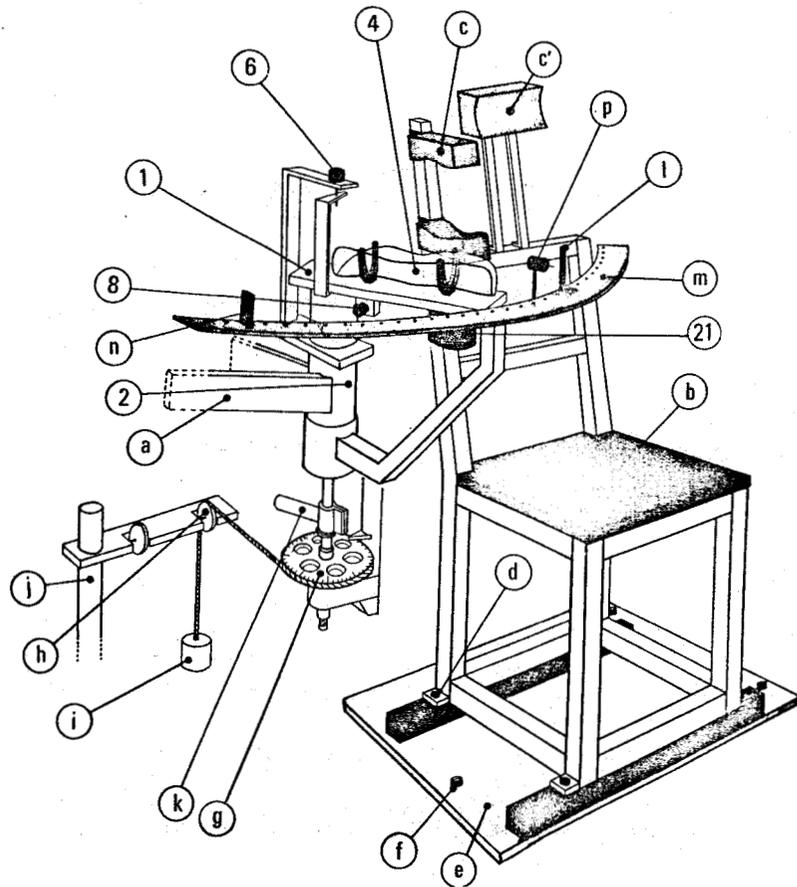
A - <u>DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATQUES ANGULAIRES</u>	21
I - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT DE ROTATION DU COUDE	21
1 - Le bâti et le siège	
2 - L'équipage mobile	
3 - Dispositifs annexes	
a - mouvements volontaires de flexion et d'extension	
b - mouvements d'extension passive	
II - <u>DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATQUES ANGULAIRES</u>	24
1 - Déplacement et vitesse angulaires	
a - déplacement angulaire (θ)	
b - vitesse angulaire (θ')	
2 - Accélération angulaire (θ'')	
B - <u>DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATQUES MUSCULAIRES</u>	28
I - PRINCIPE ET HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES	28
1 - Principe	
2 - Hypothèses simplificatrices	
II - DETERMINATION DE LA POSITION DES POINTS D'INSERTION DU BICEPS BRACHII ET DU BRACHIO-RADIALIS	29
1 - Le biceps brachii	
2 - le brachioradialis	

III - SYSTEME MECANIQUE DE DETECTION ET DE MESURE DES VARIABLES CINEMATiques MUSCULAIRES	32
1 - Dispositif mécanique	
2 - Détection et mesure de la longueur musculaire (L)	
3 - Détection et mesure de la vitesse (L') et de l'accélération (L'') du raccourcissement ou de l'étirement musculaire.	
IV - REGULATEUR DE VITESSE D'ETIREMENT OU DE RACCOURCISSEMENT MUSCULAIRE	35
C - <u>CALCUL ANALOGIQUE DE LA FORCE AGONISTE RAPPORTEE AU BICEPS BRACHII</u>	37
I - EXPRESSION MATHEMATIQUE DE LA FORCE	37
II - CALCUL DE LA FORCE F	39
D - <u>DETECTION ET MESURE DE L'ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE</u>	41
I - DETECTION ET AMPLIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE	41
II - QUANTIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE	42
1 - Intégrateur de type EMO	
2 - Intégration "itérative" du signal EMG	
E - <u>TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT</u>	45
I - ENREGISTREUR PHOTOGRAPHIQUE	45
II - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE	46

Comme nous l'avons souligné dans l'introduction générale, l'étude in situ des mécanismes de l'arrêt du mouvement d'extension ou de flexion du coude, en fonction d'un certain nombre de contraintes imposées au sujet - vitesse et amplitude du mouvement essentiellement - amène nécessairement à détecter l'activité des muscles impliqués dans le mouvement, à mesurer les variables cinématiques musculaires et angulaires et à évaluer les forces musculaires mises en jeu. Il importe également d'examiner le rapport chronologique entre le décours des variables cinématiques musculaires des antagonistes et l'évolution de leur activité électromyographique.

Dans le cadre de cette étude, l'évaluation, in situ, des variables cinématiques musculaires a été réalisée grâce à un système mécanique assujéti à un dispositif de reproduction du mouvement. Ce système mécanique permet de mesurer directement et continuellement les variations de longueur, de vitesse et d'accélération des muscles, consécutives à la rotation de l'articulation du coude. De plus, la technique du calcul analogique nous a permis d'évaluer dans le cas de la flexion, les forces musculaires agonistes rapportées au biceps brachii, considéré comme "Fléchisseur Equivalent" (BOUISSET, 1973).

Nous exposerons successivement les techniques de détection et de mesure 1) - des variables cinématiques angulaires du mouvement de rotation de l'avant-bras ; 2) - des variables cinématiques musculaires ; 3) - de l'activité myoélectrique des agonistes et des antagonistes et 4) - de la force agoniste rapportée au biceps brachii. Nous terminerons ce chapitre par la description des techniques utilisées pour l'enregistrement et le traitement de ces différentes variables cinématiques ainsi que des signaux myoélectriques.



- Figure 4 -

Disposition générale du siège et de l'équipage mobile.

a) système d'étais et d'entretoises relié à une embase scellée au sol, b) siège, c) butées de fixation de l'épaule, c') appui-tête, d) entretoise coulissante assurant le réglage de la position du siège par rapport à l'équipage mobile, e) embase, f) vérins, g) poulie solidaire de l'axe de rotation, h) poulie de rappel, i) masse accélératrice, j) colonne annexe, k) support de l'entrefer de l'électro-aimant, l) cible, m) support de la cible, n) repère de la position de départ du mouvement, p) doigtier permettant la fixation de l'index.

Pour la description détaillée de l'équipage mobile, se rapporter à la figure 5. On peut néanmoins distinguer : 1) plaque mobile, 2) colonne verticale, 4) attelle en altuglas, 6) goniomètre, 8) accéléromètre, 21) masse additionnelle en acier.

A - DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATIQUES ANGULAIRES

Nous étudions un mouvement unidirectionnel de flexion ou d'extension de l'avant-bras droit sur le bras droit, effectué dans un plan horizontal afin de s'affranchir de l'influence des forces de pesanteur.

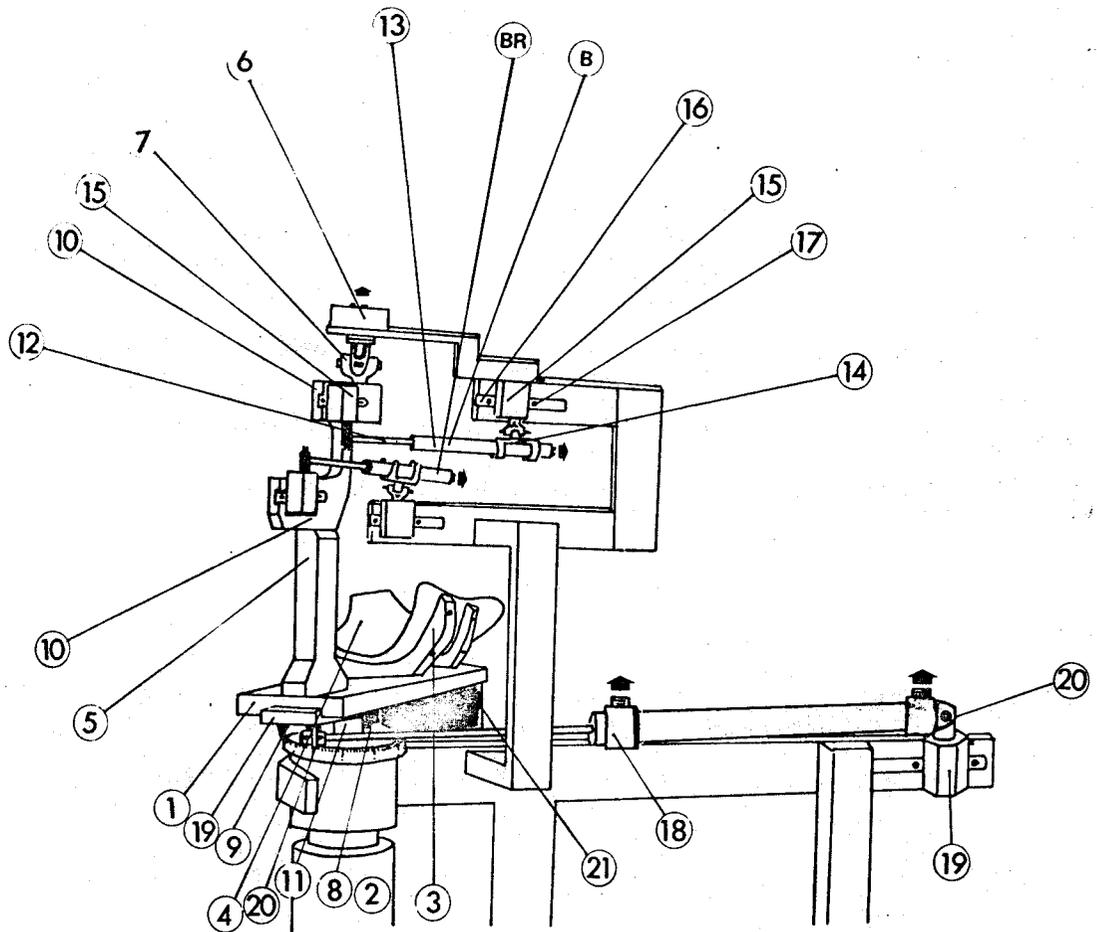
I - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT DE ROTATION DU COUDE (Fig. 4 et 5)

Ce dispositif, permettant au sujet d'être en position assise, est conçu de telle façon que l'avant-bras droit puisse se mouvoir, sans aucune contrainte, dans un plan horizontal, autour d'un axe de référence qui coïncide avec celui du coude (Fig. 9).

1 - Le bâti et le siège

Le bâti est formé d'une colonne verticale (2) maintenue par un système d'étais et d'entretoises (a) relié à une embase scellée au sol. Ce bâti est réalisé en acier. La conception et la réalisation de l'arrimage au sol interdit toute déformation et réduit considérablement les vibrations.

Le siège (b), indépendant du bâti, permet de déterminer et de fixer par un système de sangles et de butées (c) la posture du sujet. Le siège, réglable en hauteur permet de positionner le sujet de telle manière que l'avant-bras, le bras et l'épaule droits soient dans un même plan, l'avant-bras reposant sur l'équipage mobile. Le siège est fixé sur des entretoises (d) qui peuvent coulisser latéralement et perpendiculairement au bâti. Ces entretoises sont déplacées jusqu'à coïncidence approximative de l'axe de rotation du coude avec celui de l'équipage mobile. Après s'être assuré qu'il n'en résulte aucune gêne musculaire, les entretoises sont fixées sur une petite embase (e). Trois vérins (f) permettent de faire varier l'inclinaison de cette embase de telle façon que le bras, l'avant-bras et l'épaule droits soient dans un plan



- Figure 5 -

Equipage mobile, système mécanique de reproduction des variations de longueur du biceps brachii et du brachioradialis et régulateur de vitesse.

A - Equipage mobile

1) plaque mobile, 2) colonne verticale, 3) étriers, 4) attelle en altuglas, 5) renvoi en duralumin, 6) goniomètre, 7) cardan, 8) accéléromètre, 9) index permettant le repérage angulaire de l'équipage mobile, 10) bras solidaire de la plaque mobile, 11) axe de rotation.

B - Système mécanique de reproduction des variations de longueur du biceps brachii et du brachioradialis

12) curseur du potentiomètre à déplacement rectiligne, 13) corps du potentiomètre, 14) support pivotant du potentiomètre, 15) système de réglage et d'ancrage du corps et du curseur du potentiomètre, 16) vernier gradué au 1/100e de mm, 17) système de verrouillage des points d'ancrage du potentiomètre ; B et BR, position respective des potentiomètres simulant les variations de longueur du biceps brachii et du brachioradialis.

C - Régulateur de vitesse d'étirement ou de raccourcissement musculaire

18) vérin hydraulique à double effet, 19) points d'ancrage du vérin hydraulique, 20) vernier et système de réglage des points d'ancrage du corps et du piston du vérin hydraulique.

Les deux flèches verticales situées aux deux extrémités du vérin hydraulique figurent le système de canalisations qui assure le contrôle et le réglage de la pression hydraulique. Sur ce schéma le régulateur de vitesse est positionné selon la direction du biceps brachii.

horizontal. L'ensemble de ces réglages assure une bonne reproductibilité de la posture du sujet et une fixation très stable de l'épaule.

2 - L'équipage mobile

Il est destiné à recevoir l'avant-bras et les capteurs du déplacement et de l'accélération angulaires. Il est constitué d'une plaque (1) en duralumin fixée sur un axe en acier solidaire de deux roulements à billes montés en opposition et logés dans une colonne verticale (2) d'une section de 86 mm. La perte de charge de ces roulements à billes, à contact angulaire et à réglage axial est très faible. La plaque (1) supporte deux étriers (3) en duralumin qui peuvent coulisser suivant l'axe longitudinal de l'avant-bras. Ces étriers servent à la fixation d'une attelle (4) en altuglas, moulée à la forme de l'avant-bras et du poignet droits, la main étant en semi-pronation. Un système de sangles permet de rendre l'avant-bras et le poignet solidaires de l'attelle. Les étriers peuvent être déplacés de telle façon que l'axe du coude et celui de l'équipage mobile soient en parfaite coïncidence.

Un renvoi en duralumin (5) permet de transmettre le mouvement de l'équipage mobile à un goniomètre (6). L'assujettissement du goniomètre et de l'axe du système mécanique se fait par l'intermédiaire d'un cardan (7). Un accéléromètre tangentiel (8) est fixé à une distance de 16 mm de l'axe de rotation de l'équipage mobile. Un index (9) solidaire de l'axe de rotation permet un repérage précis de la position de l'articulation du coude.

3 - Dispositifs annexes

Chaque dispositif est adapté en fonction des différentes situations expérimentales auxquelles les sujets sont soumis.

a) Mouvements volontaires de flexion ou d'extension

Les mouvements peuvent être effectués : i) - à vide, c'est-à-dire contre la seule inertie du segment corporel et du dispositif de reproduction du mouvement dont l'inertie est faible ($I_0 = 0.062 \text{ kg.m}^2$) ; ii) - dans différentes conditions d'inerties, par l'intermédiaire de masses additionnelles de valeurs connues : à cet effet une tige solidaire de la plaque mobile, située à

260 mm de son axe de rotation, permet de fixer des masses d'acier (21) de 1, 2, 3 et 5 kg.

b) Mouvements d'extension passive (Fig.4)

Une poulie en aluminium de 200 mm de diamètre (g), fixée sur la partie inférieure de l'axe principal (11), reçoit par l'intermédiaire d'un cable renvoyé par une poulie (h) de faible inertie, des forces représentées par des masses (i) d'acier. La poulie de renvoi, pourvue de pointeaux, est montée sur une entretoise supportée par une colonne annexe (j).

Un électro-aimant, alimenté par un générateur de courant continu, permet de maintenir l'équipage mobile soumis à des forces représentées par des masses de fonte de 3, 5, 10 et 15 kg. Le circuit d'alimentation de l'électro-aimant, ouvert à l'insu du sujet par l'expérimentateur, libère l'équipage mobile. Celui-ci est alors animé d'un mouvement soit à vitesse constamment variable - mouvement uniformément accéléré -, soit à vitesse constante grâce à l'adjonction d'un régulateur de vitesse qui fera l'objet d'une description détaillée page 35.

L'angle de couplage du support de l'électro-aimant (k) et de l'équipage mobile est réglable, ce qui permet de faire varier la position angulaire de départ de ces mouvements.

II - DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATIQUES ANGULAIRES

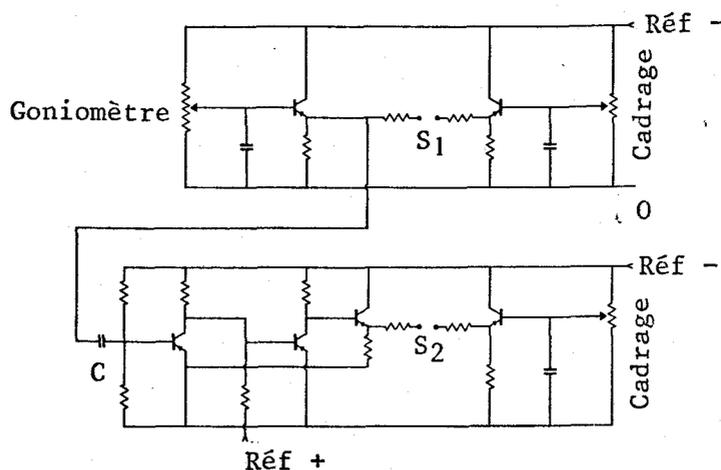
Au cours du mouvement, nous enregistrons les valeurs instantanées du déplacement (Θ) et de la vitesse (Θ') angulaires, ainsi que de l'accélération tangentielle (Θ''). Etant donné le couplage strict entre l'avant-bras et le dispositif de reproduction du mouvement, nous pouvons considérer que ces variables, mesurées au niveau de ce dispositif sont celles du segment en rotation.

1 - Déplacement et vitesse angulaires

a) Déplacement angulaire (Θ)

Le déplacement angulaire est obtenu à partir d'un capteur potentiométrique dont la résistance varie proportionnellement

à l'angle de rotation de son axe (v. fig.6). L'axe de rotation de ce goniomètre est assujéti à celui du système mécanique (v. fig.4 et 5).



- Figure 6 -

Schéma de l'appareil de mesure du déplacement et de la vitesse angulaire.

C, condensateur de la cellule de différentiation du déplacement ; S_1 , sortie du signal de déplacement ; S_2 , sortie du signal de vitesse.

La variation de résistance du potentiomètre doit être linéaire et s'effectuer avec un minimum de frottements. A cet effet, nous utilisons un potentiomètre MCB véritable Alter, type H 34, à piste plastique conducteur. Son alimentation est assurée par une tension stabilisée à 4,18 volts. Sa valeur ohmique est de $1\text{ k}\Omega \pm 10\text{ p.100}$. L'erreur sur la linéarité de la réponse est toujours inférieure à $0,25\text{ p.100}$. La résistance équivalente de bruit est faible. Elle ne dépasse pas 1 p.100 de la valeur nominale de la résistance.

Un étage adaptateur est nécessaire entre le capteur, et l'enregistreur (fig.6). Il présente une impédance d'entrée élevée afin de ne pas perturber la variation linéaire de résistance du potentiomètre. Un atténuateur donne la possibilité de régler l'amplitude du signal de sortie (rapports : 1 et 0,5).

De plus, il est possible d'ajuster, par l'intermédiaire d'une contre batterie, le zéro électrique de la chaîne de mesure du goniomètre lorsque ce dernier est placé à la position d'équilibre de l'articulation du coude, soit à 75° de l'extension complète du coude (PERTUZON et LESTIENNE, 1973).

b) Vitesse angulaire (Θ')

La vitesse angulaire est obtenue par différentiation continue du signal goniométrique (v. fig.6). La tension variable provenant de l'étage adaptateur du déplacement est différenciée par un montage classique. Celui-ci comprend un condensateur de $1 \mu\text{F}$ et un amplificateur à courant continu dont le gain en tension est d'environ 30 en boucle fermée. La constante de temps RC de la cellule de différentiation (15 ms) est très inférieure à la durée du phénomène étudié. Des vitesses de l'ordre de 12 rad/s peuvent ainsi être détectées sans distorsion. Un atténuateur offre quatre gammes de sensibilité de rapports 1, 0.5, 0.3 et 0.2.

Les étages adaptateurs sont contre-réactionnés afin d'assurer une bonne stabilité en gain et de compenser la dérive thermique.

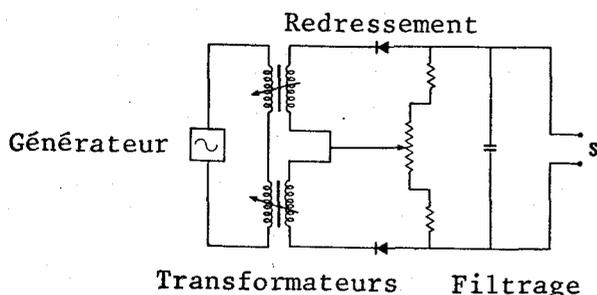
2 - Accélération tangentielle (Θ'')

L'accélération tangentielle est captée par l'intermédiaire d'un accéléromètre ACB fixé à une distance de 16 cm de l'axe de rotation (v. fig.4). Son axe de mesure est disposé suivant la tangente au déplacement.

L'accéléromètre est conçu sur le principe de détection de la variation de mutuelle induction. On en rappellera les principales caractéristiques :

- la grandeur physique à mesurer (Θ'') est d'abord transformée en déplacement linéaire par un détecteur mécanique du type pendulaire dont la fréquence propre (bande passante : 0 à 100 Hz) est supérieure à la fréquence du phénomène étudié. Ce déplacement est ensuite traduit en grandeur électrique par un transmetteur qui comporte essentiellement deux transfor-

mateurs dont les circuits magnétiques sont constitués de deux parties fixes symétriques et d'un noyau mobile commun. Les primaires de ces deux transformateurs sont associés en série (v. fig.7).



- Figure 7 -

Schéma du dispositif de mesure de l'accélération.

Seule la partie "transformateur" est située dans le capteur.

Le capteur module un courant alternatif de fréquence nominale 1000 Hz sous une tension régulée de 22 volts, fourni par un générateur. Les deux tensions secondaires dirigées vers un démodulateur sont redressées au moyen de diodes et un potentiomètre permet un ajustage fin du zéro. Un condensateur incorporé au démodulateur filtre la tension redressée. Le signal électrique est ensuite envoyé vers un récepteur dont la résistance nominale est de 1000Ω . Sa bande passante est limitée à 100 Hz en raison du filtrage.

Etant donné le faible déplacement du détecteur mécanique, l'erreur commise sur la linéarité du signal transmis par la chaîne de mesure de l'accélération est inférieure, en tout point, à 0.5 p.100.

Ainsi, les caractéristiques de la chaîne de détection des différentes variables cinématiques, rendent possible l'obtention d'une mesure précise de l'accélération tangentielle, du déplacement et de la vitesse angulaires. A la sensibilité adoptée lors de l'expérimentation, la précision de la mesure, en unités physiques, est de :

- . ± 0.017 rad pour le déplacement angulaire
- . ± 0.25 rad/s pour la vitesse angulaire
- . ± 1 rad/s/s pour l'accélération angulaire.

B - DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATIQUES MUSCULAIRES

Nous nous proposons d'évaluer, in situ, les longueurs (L) respectives de deux fléchisseurs du coude : le biceps brachii et le brachioradialis ainsi que leur vitesse (\dot{L}) et leur accélération (\ddot{L}) de raccourcissement et d'étirement. La méthode utilisée consiste à reproduire par l'intermédiaire d'un système mécanique les variations de longueur de ces deux muscles en fonction du déplacement angulaire de l'avant-bras par rapport au bras, la vitesse et l'accélération étant obtenues par différenciation continue du signal longueur.

I - PRINCIPE ET HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES

1 - Principe

A une position de l'articulation du coude correspond pour chaque muscle, une longueur donnée. Sur la base de données anatomiques et à partir d'un certain nombre d'hypothèses on réduit, par rapport à l'articulation du coude, la géométrie du biceps brachii et du brachioradialis à deux triangles déformables (fig. 9). Un système mécanique reproduit la déformation de ces deux triangles en fonction du déplacement angulaire. Les variations de longueurs sont détectées par un potentiomètre à déplacement rectiligne assujéti au simulateur mécanique.

2 - Hypothèses simplificatrices

Ce principe repose sur un certain nombre d'hypothèses d'ordre mécanique :

- l'avant-bras mis en mouvement est assimilable à une tige rigide et indéformable ;
- les surfaces articulaires sont considérées comme des surfaces de révolution ; en conséquence l'axe de rotation du coude est fixe ;

- les insertions des deux fléchisseurs considérés sont assimilées à des points.

II - DETERMINATION DE LA POSITION DES POINTS D'INSERTION DU BICEPS BRACHII ET DU BRACHIORADIALIS

1 - Le biceps brachii (Fig. 8 A)

Le biceps brachii s'insère sur la crête bicipitale du radius. Au niveau de l'épaule, les deux chefs du biceps brachii s'attachent au sommet de l'apophyse coracoïde et au rebord de la cavité glénoïde de l'omoplate. En accord avec PERTUZON et BOUISSET (1971), nous considérerons comme point d'insertion au niveau de l'épaule, le point moyen de ces deux insertions.

Les distances a et b des points d'insertion du biceps brachii par rapport à l'axe du coude, sont calculées selon la méthode proposée par PERTUZON et BOUISSET (1971), à partir des formules :

$$a = 0.18 d \quad \text{et} \quad b = 1.17 d$$

où d est la distance entre l'axe épitrochlée-épicondyle de l'humérus et l'apophyse styloïde radiale.

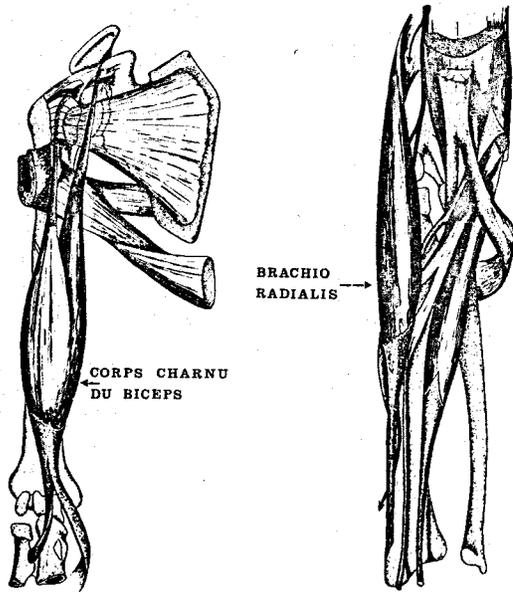
2 - Le brachioradialis (Fig. 8 B)

Le brachioradialis s'attache au bord externe de l'humérus au-dessus de l'insertion du radial et à la base de l'apophyse styloïde du radius.

A partir des mesures effectuées par WILKIE (1950), sur des clichés radiographiques, nous avons pu exprimer les valeurs des distances a_1 et b_1 des points d'insertion du brachioradialis, par rapport à l'axe du coude, en fonction de d par l'intermédiaire des formules :

$$a_1 = 0.83 d \quad \text{et} \quad b_1 = 0.308 d$$

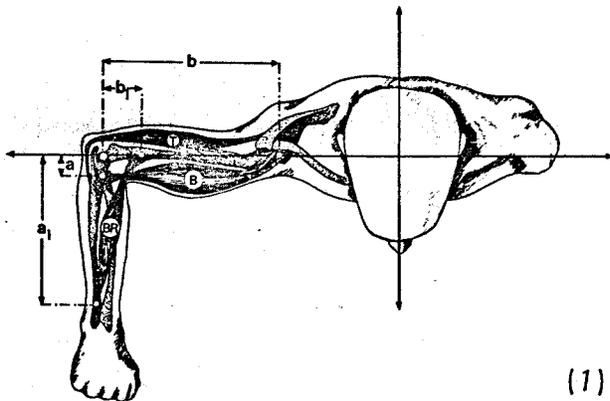
Il est donc possible, à partir de mesures anthropométriques effectuées sur chaque sujet, d'individualiser les distances



- Figure 8 -

Disposition anatomique du biceps brachii et du brachioradialis droits.

(d'après MONOD et DUHAMEL, 1966)

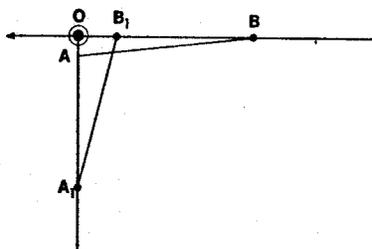


- Figure 9 -

Position des points d'insertion du biceps brachii (B) et du brachioradialis (BR).

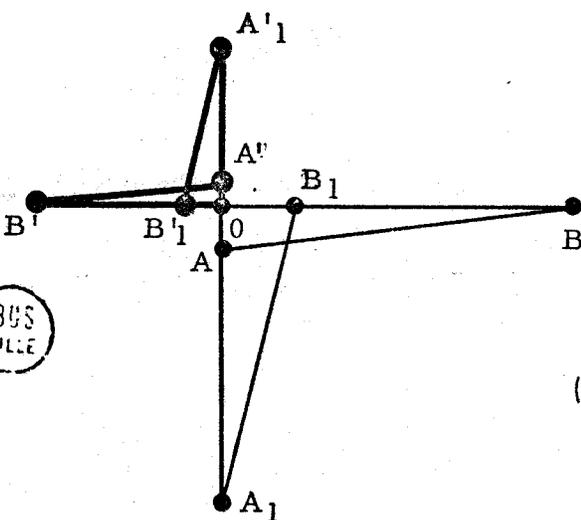
(1)

En (1) : distances des points d'insertion du biceps brachii (a et b) et du brachioradialis (a_1 et b_1) par rapport à l'axe de rotation du coude.



(2)

En (2) : schématisation de la disposition du biceps brachii (A-B) et du brachioradialis (A₁-B₁). Les points d'insertion de ces deux muscles forment avec l'axe (O) de rotation du coude, deux triangles OAB et OA₁B₁.



(3)

En (3) : disposition des points d'ancrage A'B' et A₁B₁ des deux potentiomètres à déplacement rectiligne.

(v. explications dans le texte).

par rapport à l'axe de rotation du coude, des points d'insertion du biceps brachii et du brachioradialis. Les valeurs de a , b , a_1 et b_1 obtenues sur les différents sujets sont reportées sur le tableau I ci-dessous. Ces valeurs sont comparables à celles déterminées sur le cadavre par BRAUNE et FISCHER (1889) et à partir de clichés radiographiques par WILKIE (1950).

Sujets	Biceps brachii		Brachioradialis	
	a mm	b mm	a_1 mm	b_1 mm
F.B. ♂	43.6	289	220	81.6
J.C.C. ♂	45	299	227.4	84.4
J.D. ♂	44.2	293	224.5	83.3
F.G. ♂	43.2	287	209.2	77.7
E.P. ♂	44.8	291.2	219.5	81.5
V.M. ♀	39.4	256.3	181.7	67.4
G.L. ♀	39.6	257	182.2	67.6
Moyenne	43	281.8	209.2	77.6
Ecart-type	2.48	17.6	19.5	7.2
BRAUNE et FISCHER (1889)	45	283.2	209.2	85.7
WILKIE (1950)	45.4	302.5	245.6	71.5

Tableau I

III - SYSTEME MECANIQUE DE DETECTION ET DE MESURE DES VARIABLES CINEMATIQUES MUSCULAIRES

Comme le montre la figure 9, la disposition du biceps brachii et du brachioradialis est telle qu'ils forment chacun avec les segments OA, OB d'une part et OA₁, OB₁ d'autre part, deux triangles OAB et OA₁B₁ déformables. OA, OB, OA₁ et OB₁ sont les distances des points d'insertion de ces deux fléchisseurs par rapport à l'articulation du coude Θ . Ces quatre côtés étant de longueur constante, les triangles OAB et OA₁B₁ sont parfaitement définis. Il en résulte qu'en fonction de la position Θ de l'avant-bras, les deux côtés variables AB et A₁B₁, correspondant respectivement à la longueur du biceps brachii et du brachioradialis, peuvent être connus. Leur mesure pour chaque valeur de Θ est effectuée à l'aide d'un dispositif mécanique homothétique conçu afin de reproduire dans un rapport donné, les variations de longueur des côtés AB et A₁B₁. A cet effet, un système de deux triangles OA'B' et OA'₁B'₁ respectivement semblable à OAB et OA₁B₁ a été réalisé de telle manière que les côtés A'B' ou A'₁B'₁ correspondent à la partie mobile d'un potentiomètre à déplacement rectiligne. On obtient ainsi pour chaque position de l'avant-bras une tension électrique proportionnelle aux longueurs A'B' et A'₁B'₁.

1 - Dispositif mécanique (Fig. 5)

Les pièces fixes du dispositif sont en acier et reposent sur le bâti métallique décrit précédemment. Un système d'étayage permet de réaliser une très bonne stabilisation qui interdit également toute déformation et réduit considérablement les vibrations. Les pièces mobiles sont usinées dans un alliage léger et résistant : le duralumin AU₄G.

Chaque triangle est composé d'un bras (9) assujéti à l'axe de rotation de l'équipage mobile, par l'intermédiaire d'un renvoi. Ce bras est positionné de telle façon qu'il se situe toujours, quel que soit l'angle Θ , dans le prolongement de l'axe longitudinal de la gouttière (4) dans laquelle repose l'avant-bras du sujet. Sur le bras (10) mobile vient s'insérer, à une distance a' de l'axe de rotation (11) le curseur (12) du potentiomètre à déplacement rectiligne. Le corps du potentiomètre (13) est fixé à une distance b' de l'axe de rotation (11)

sur un support (14) pivotant autour d'un axe vertical situé dans le prolongement de l'axe longitudinal de l'humérus. Le système d'ancrage (15) de la tige mobile du support du corps du potentiomètre est constitué de petits roulements à billes montés sur des cardans, autorisant ainsi les mouvements de rotation, autour d'un axe vertical, des points de fixation et permettant également une perte de charge minimale due aux frottements et aux faibles déplacements latéraux du potentiomètre. Chaque point d'ancrage peut coulisser sur un vernier gradué au 1/100e de mm (16), facilitant ainsi le repérage précis de leur position respective par rapport à l'axe de rotation.

Sachant que l'étendue de la plage de mesure du potentiomètre est comprise entre 0 et 100 mm et que les triangles OAB et OA'B' ainsi que OA₁B₁ et OA'₁B'₁ doivent être semblables, le positionnement des points d'ancrage doit être tel que :

i) - pour le biceps brachii nous ayons $\frac{a}{b} = \frac{a'}{b'}$ avec $a = 2 a'$ et sachant que $a = OA$, $b = OB$, $a' = OA'$ et $b' = OB'$;

ii) - pour le brachioradialis nous ayons $\frac{a_1}{b_1} = \frac{a'_1}{b'_1}$ avec $a_1 = 2 a'_1$ et sachant que $a_1 = OA_1$, $b_1 = OB_1$, $a'_1 = OA'_1$ et $b'_1 = OB'_1$.

Après réglage, un système de verrouillage (17) assure la fixation des points d'ancrage.

2 - Détection et mesure de la longueur musculaire (L)

Comme nous venons de le préciser nous avons réalisé un dispositif de détection des variations de longueur du biceps brachii et du brachioradialis au moyen d'une technique potentiométrique.

L'application de cette méthode implique nécessairement que la variation de résistance soit linéaire. De plus, pour répondre à des nécessités d'ordre technologique inhérentes à la conception du dispositif mécanique, le poids du potentiomètre doit être faible afin de réduire les contraintes mécaniques et les pertes de charge, dues essentiellement à l'effort de déplacement du curseur.

Pour répondre à ces différentes exigences, nous avons choisi un potentiomètre à déplacement rectiligne, à piste plastique conducteur. La course de ce potentiomètre de précision (MCB, type H 12) est de 100 mm. Son poids est de 33 g et l'effort de déplacement est inférieur à 0.2 Newtons. Ce capteur a une valeur ohmique de 10 k Ω . L'erreur de linéarité est de 0.1 p.100.

Ce potentiomètre est alimenté par une tension électrique continue et stabilisée de 15 V. La tension de mesure est recueillie entre le curseur et l'une des bornes de la piste. Un dispositif électronique de conception identique à celui utilisé pour détecter les déplacements angulaires, permet d'amplifier la tension de sortie et de la centrer par rapport à une position de référence définie par la position d'équilibre de l'articulation du coude (PERTUZON et LESTIENNE, 1973). A ce montage est adjoint un sélecteur de gain à quatre positions (1, 2, 5 et 10).

3 - Détection et mesure de la vitesse (L') et de l'accélération (L'') du raccourcissement ou de l'étirement musculaire

Etant donné que le bruit de fond du potentiomètre à déplacement rectiligne est inférieur à 1 p.100, le signal vitesse a pu être obtenu par différentiation du signal potentiométrique. Le rapport : signal-vitesse/bruit étant suffisamment élevé, l'accélération a pu être obtenue par différentiation du signal vitesse. Ces différentiations sont assurées par un montage classique, identique à celui utilisé pour obtenir la vitesse angulaire. Ce montage comprend essentiellement un circuit RC actif dont les constantes de temps ont été choisies de façon à n'introduire qu'un déphasage négligeable dans les gammes élevées de vitesse et d'accélération. Ce différentiateur est également complété par un sélecteur de gain à six positions (0.1, 0.2, 0.5, 1, 2 et 5) qui permet d'atténuer le signal de sortie de L' et L''.

Il est à noter que ces potentiomètres à déplacement rectiligne sont conçus pour ne pas dépasser un certain seuil de vitesse. La vitesse de déplacement admissible est de 1.25 m/s. Cette valeur, compte tenu de la vitesse maximale de raccourcissement du biceps brachii (1.27 m/s ; PERTUZON, 1972) et du rapport d'homothétie, ne sera en aucun cas atteinte, au

cours de nos mouvements qui sont des mouvements sous-maximaux.

Les caractéristiques des capteurs à déplacement rectiligne et de la chaîne de mesure permet l'obtention d'une mesure précise des variables cinématiques musculaires. C'est ainsi que, à la sensibilité adoptée lors de nos expérimentations, la précision de la mesure en unités physiques, est de :

$$\begin{aligned} & \pm 5 \cdot 10^{-5} \text{ m pour la longueur} \\ & \pm 10^{-4} \text{ m/s pour la vitesse} \\ & \pm 5 \cdot 10^{-4} \text{ m/s/s pour l'accélération} \end{aligned}$$

IV - REGULATEUR DE VITESSE D'ETIREMENT OU DE RACCOURCISSEMENT MUSCULAIRE (Fig. 5)

Ce régulateur permet de s'opposer à toute variation de vitesse, consécutive à l'entraînement passif du dispositif de reproduction des variations de longueur musculaire. Aussi, grâce à ce régulateur, le biceps brachii et le brachioradialis peuvent être soumis à des vitesses d'étirement ou de raccourcissement constantes.

Le régulateur est essentiellement composé par un vérin hydraulique (18) assujéti à un système articulé (20) qui simule les variations de longueur musculaire. Comme le montre le schéma de la figure 5, la conception du système articulé est identique à celle du simulateur mécanique décrit précédemment (v. fig. 9). Cependant, en fonction de la course maximum du piston du vérin utilisé (304,8 mm), le positionnement des points d'ancrage (19) du système articulé formé par les triangles $OA''B''$ et $OA''_1B''_1$ est tel que :

$$\begin{aligned} \text{i) - pour le biceps brachii, nous ayons } \frac{a}{b} &= \frac{a''}{b''} \text{ avec} \\ a &= \frac{a''}{2} \text{ et sachant que } a'' = OA'' \text{ et } b'' = OB'' \\ \text{ii) - pour le brachioradialis, nous ayons } \frac{a}{b} &= \frac{a''_1}{b''_1} \text{ avec} \\ a &= \frac{a''_1}{2} \text{ et sachant que } a''_1 = OA''_1 \text{ et } b''_1 = OB''_1. \end{aligned}$$

Le vérin utilisé est à double effet. Le piston est en laiton traité. Les joints du piston, en Bruna N à faible coefficient de frottement, résistent à une large gamme de fluides, ce qui nous a permis de choisir une huile minérale dont la viscosité reste constante pour des variations de température

n'excédant pas 16 degrés. Des amortisseurs internes absorbent les chocs et réduisent considérablement le niveau du bruit. Les éléments de contrôle et de réglage de la pression hydraulique sont constitués de deux régulateurs reliant le vase d'expansion du fluide aux deux extrémités du vérin. Le réglage se fait par l'intermédiaire d'une vis à pas fin terminée par un bouton gradué. Ce système permet un réglage précis de la pression du fluide qui peut atteindre au maximum 21 bars.

Par le réglage de la pression du fluide et en fonction des forces auxquelles est soumis l'équipage mobile, différents paliers de vitesse peuvent être atteints. La gamme que nous avons utilisée est comprise entre 10^{-2} m/s et 10^{-1} m/s.

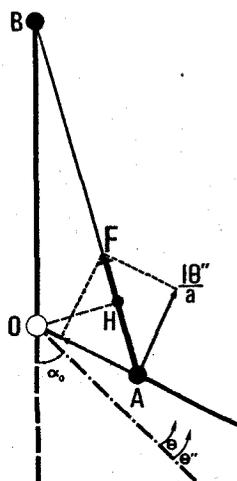
C - CALCUL ANALOGIQUE DE LA FORCE
AGONISTE RAPPORTEE AU BICEPS BRACHII

I - EXPRESSION MATHEMATIQUE DE LA FORCE (Fig. 10)

Au cours d'un mouvement de rotation quelconque, l'équation du moment cinétique exprime que le moment des forces d'inertie est égal à la somme des moments des forces appliquées. Dans le cas présent, nous pouvons considérer (BRAUNE et FISCHER, 1889) que le mouvement de l'avant-bras s'effectue par rapport à un point fixe O. Si nous admettons que la résultante des forces appliquées à l'avant-bras se réduit à une force F dirigée suivant la direction AB du biceps, le moment de cette force s'écrit :

$$I\Theta'' = Fx$$

où, Θ'' est l'accélération angulaire, c'est-à-dire la dérivée seconde du déplacement angulaire Θ ; I est le moment d'inertie de l'avant-bras et de la main (I_{MAB}) et du système mécanique mobile (I_0) éventuellement pourvu d'une surcharge ; x est la distance de l'axe de rotation du coude (O) à la direction de F.



$OA = a$	$OB = b$
$OH = x$	$AB = L$
$L = \sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos(\alpha_0 + \theta)}$	
$F = \frac{I\Theta'' L}{ab \sin(\alpha_0 + \theta)}$	

- Figure 10 -

Expression de la force agoniste rapportée au biceps brachii.

OA et OB sont les distances des points d'insertion du biceps brachii par rapport à l'axe de rotation (O) du coude ; Θ'' , accélération angulaire ; Θ , déplacement angulaire ; α_0 , position angulaire de départ de l'avant-bras ; F, force agoniste ; x, distance de l'axe de rotation du coude à la direction de F ; I, inertie de l'avant-bras, de la main et du système mécanique mobile ; L, longueur du biceps brachii.

Un calcul trigonométrique permet d'exprimer x en fonction de la longueur du biceps brachii (L) et du déplacement angulaire (Θ) :

$$x = \frac{ab \sin (\alpha_0 + \Theta)}{L}$$

où α_0 est la position de départ du segment corporel repéré par rapport à sa position d'extension complète, a et b sont à nouveau les distances des points d'insertion du biceps brachii par rapport à l'axe du coude.

La force F s'exprime alors par la formule :

$$F = \frac{I\Theta''L}{ab \sin (\alpha_0 + \Theta)}$$

Les valeurs individuelles de I_{MAB} ont été déterminées expérimentalement soit à l'aide de notre dispositif mécanique annexe, adapté aux mouvements passifs uniformément accélérés, soit au moyen d'une méthode de "quick-release" (PERTUZON et BOUISSET, 1967 ; BOUISSET et PERTUZON, 1968).

Les résultats présentés sur le tableau ci-dessous concordent avec ceux de la littérature (BRAUNE et FISCHER, 1892 ; FENN, 1938 ; DEMPSTER, 1955).

Sujets	I_{MAB} ($m^2.kg$)
F.B. ♂	0.060
J.C.C. ♂	0.066
J.D. ♂	0.060
F.G. ♂	0.046
E.P. ♂	0.063
Y.M. ♀	0.034
G.L. ♀	0.035
Moyenne	0.052
Ecart-type	0.014
BRAUNE et FISCHER (1892)	0.050
FENN (1938)	0.059
DEMPSTER (1955)	0.057

Tableau II

II - CALCUL DE LA FORCE F

Pour des raisons d'ordre technique, le dispositif de simulation de la longueur du biceps brachii (L) n'ayant pu être réalisé pour les deux premières séries expérimentales, nous avons eu recours au calcul analogique de L (v. LESTIENNE, 1971). Nous nous limiterons ici au seul exposé de la méthode de calcul de F .

Rappelons que le problème posé sous sa forme mathématique est transposé dans le domaine analogique, de sorte que les fonctions simulées par des opérateurs électroniques obéissent aux mêmes lois que les fonctions réelles à étudier. En d'autres termes, il s'agit de réaliser au moyen d'opérateurs appropriés un système régi par des équations de même forme que celles qui interviennent dans l'expression mathématique de F .

L'établissement de la formule de F fait intervenir quatre constantes : a , b , I et α_0 et trois variables : Θ'' , Θ et L . Les tensions correspondant à Θ'' , Θ et L sont amplifiées par l'intermédiaire d'amplificateurs ROCHAR avant d'être appliquées sur des modules appropriés du calculateur analogique dont les tensions de référence sont comprises entre ± 20 volts.

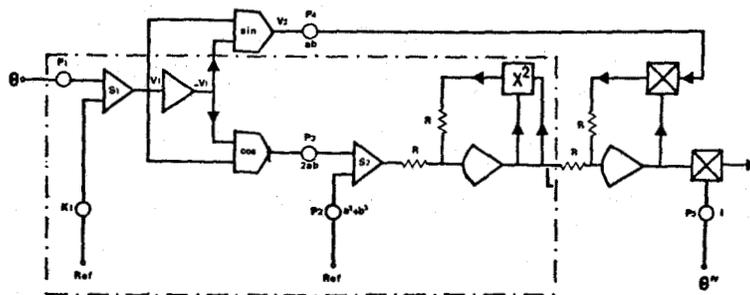
Le calcul de $F = \frac{I\Theta''L}{ab \sin(\alpha_0 + \Theta)}$ nécessite les opérations suivantes (v. fig. 11) :

- Le signal Θ'' , après amplification, est appliqué à un opérateur potentiométrique P_5 qui effectue la multiplication de cette variable Θ'' par la constante I dont la valeur est affichée sur P_5 .

- Les tensions V_1 et $-V_1$ correspondant à $\alpha_0 + \Theta$ sont dirigées sur un traducteur de fonctions sinus. La tension de sortie V_3 de ce traducteur représente le sinus de l'angle. Un opérateur potentiométrique P_4 permet la multiplication de $\sin(\alpha_0 + \Theta)$, par la constante ab préalablement affichée sur P_4 . Nous obtenons ainsi à la sortie de cet opérateur une tension correspondant à $ab \sin(\alpha_0 + \Theta)$.

- le quotient de L par $ab \sin(\alpha_0 + \Theta)$ est réalisé à partir d'un module multiplicateur qui contre-réactionne un amplificateur. On complète la contre-réaction de l'amplificateur par une diode afin d'éviter l'oscillation du signal de sortie.

- Enfin, on effectue la multiplication des deux termes $I\Theta''$ et $\frac{L}{ab \sin(\alpha_0 + \Theta)}$ par l'intermédiaire d'un module multiplicateur. La tension de sortie de l'amplificateur correspond alors à l'évolution de la force F en fonction des variables Θ et Θ'' .



- Figure 11 -

Schéma de principe du calcul de la force agoniste au moyen du calculateur analogique on line.

L'encadré en tiré-point correspond au schéma de principe du calcul de la longueur du biceps brachii (L).

La programmation de F étant établie conformément au plan de calcul, il suffira d'afficher pour chacun des sujets, les valeurs individuelles de I , a , b et de la constante α_0 . Dans le cas où nous avons eu recours au calcul analogique de L , on notera d'après le schéma de calcul de F (v. fig. 10) que la simulation du signal $L = \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos(\alpha_0 + \Theta)}$ nécessite en plus l'affichage des valeurs individuelles : $2ab$ et $a^2 + b^2$.

Nous aurons, ainsi à chaque instant, l'évolution de la force F en fonction de Θ et Θ'' .

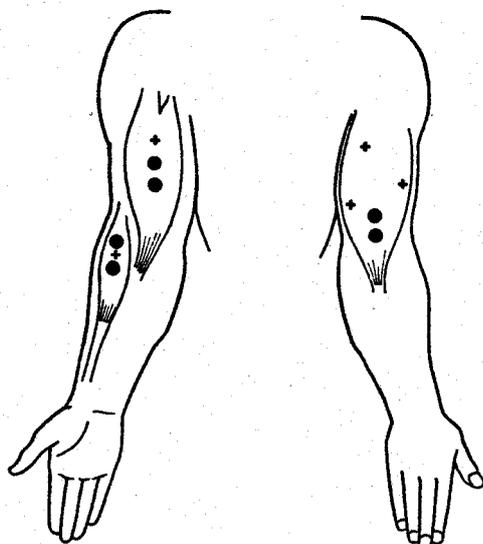
D - DETECTION ET MESURE DE L'ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE

La technique de détection et de mesure de l'activité musculaire que nous exposons ci-dessous, concerne l'activité électrique globale de surface du biceps brachii, du brachioradialis et du triceps. Cependant, dans une des séries expérimentales (BOUISSET et coll., à paraître), nous avons été amenés à détecter les EMG intramusculaires du biceps brachii, du brachioradialis et du brachial antérieur ; cette technique, mise au point par MATON et coll. (1969) fait appel à l'utilisation d'électrodes fils bipolaires de faible sélectivité. Cette technique, ayant fait par ailleurs l'objet d'un développement détaillé (MATON, 1970), ne sera pas décrite dans ce présent travail.

I - DETECTION ET AMPLIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE

Il s'agit d'une détection bipolaire réalisée avec électrodes de surface. Celles-ci sont disposées (fig.12) :

- . sur le corps charnu du biceps brachii, au niveau du point moteur,
- . à la jonction des trois chefs du triceps brachii (à 8 cm de l'olécrane),
- . sur le brachioradialis près de son insertion humérale.



- Figure 12 -

Localisation des électrodes de surface pour la détection de l'activité EMG des muscles agoniste et antagoniste mis en jeu au cours du mouvement de rotation du coude.

Emplacement des électrodes (cercles noirs) sur le biceps brachii, le brachioradialis (à gauche) et sur le triceps brachii (à droite).

Les croix indiquent les points moteurs.

Les électrodes utilisées sont des électrodes de surface BECKMAN. Elles possèdent une pastille de chlorure d'argent qui réduit considérablement la tension de polarisation. Cette pastille est encastrée profondément dans l'électrode et séparée de la peau du sujet par une grille perforée. Le contact électrique est réalisé au moyen d'un gel électrolytique introduit dans les perforations de la grille. Un disque adhésif permet la fixation de cette électrode sur la peau.

Après repérage anatomique, la surface de la peau est préalablement poncée jusqu'à l'apparition d'un léger érythème. La peau est ensuite dégraissée et desséchée à l'aide d'un coton imbibé d'un mélange d'alcool et d'éther. Les deux électrodes sont alors fixées à environ 4 cm l'une de l'autre pour le biceps et à 2 cm pour le brachioradialis et le triceps. Cette technique, proche de celle décrite par MØLLER (1967), permet d'obtenir des résistances inter-électrodes faibles (entre 0,6 et 10 k Ω) par rapport à l'impédance d'entrée du premier étage d'amplification (1 M Ω). Les résistances inter-électrodes sont d'ailleurs contrôlées en début et en fin d'expérience.

Les signaux myoélectriques sont amplifiés par l'intermédiaire d'une chaîne d'amplification classique comprenant deux étages amplificateurs différentiels. Le gain total peut varier entre 200 et 25000. Les fréquences hautes de cette chaîne d'amplification sont limitées essentiellement par le deuxième étage différentiel dont la fréquence haute de coupure est de 20 kHz à 0,3 dB. Sa fréquence basse de coupure est déterminée par la constante de temps RC qui est de 0,04 seconde soit une fréquence de 4 Hz. Cette valeur de RC permet d'éliminer la plupart des variations lentes de potentiel attribuées au déplacement des électrodes au moment où le muscle se contracte. Afin d'abaisser l'impédance de sortie du deuxième étage amplificateur, on utilise un montage cathode follower. La tension de sortie (± 10 volts) permet un débit maximum de 10 mA pour une impédance de sortie de 2 Ω . La sortie du deuxième étage d'amplification est asymétrique.

II - QUANTIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE

1 - Intégrateur de type EMO

Les électromyogrammes globaux sont intégrés par l'intermédiaire d'un convertisseur analogique-numérique de type

EMO (FEUER, 1967). Ce dispositif est constitué essentiellement par un condensateur monté en contre réaction sur un étage amplificateur. Les potentiels musculaires préalablement redressés, chargent ce condensateur qui se décharge automatiquement pour un niveau de charge prédéterminé. Chaque voie de l'intégrateur délivre un nombre d'impulsions rationalisées ou "pips", proportionnel à la quantité d'électricité qui lui est appliquée. A la sensibilité adoptée, 125 pips par seconde sont délivrés pour un volt.

2 - Intégration "itérative" du signal EMG (fig.13)

L'analyse fine de certaines séquences du signal EMG nécessitant une quantification, nous a amené à utiliser un mode de traitement à partir d'un analyseur électronique "Intertechnique de type DIDAC 800".

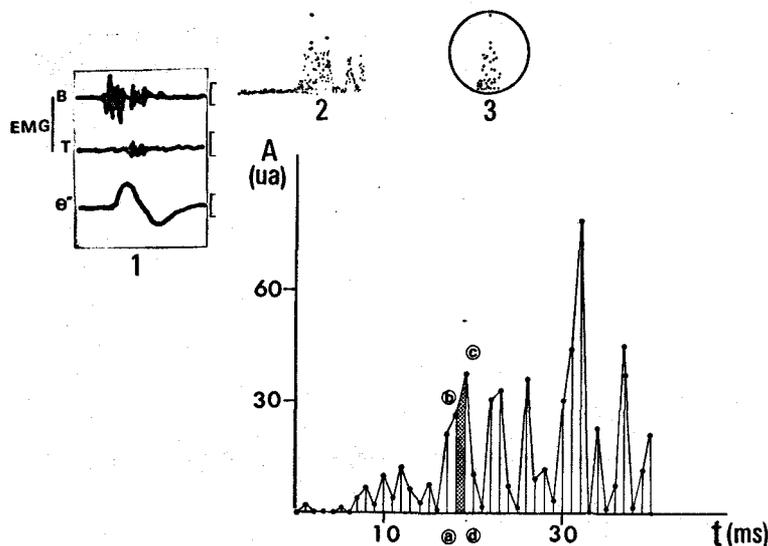
Le principe de cette intégration, basée sur une méthode itérative mise au point sur des mécanogrammes et rapportée dans un mémoire précédent (LESTIENNE, 1971), permet d'intégrer pas à pas le signal EMG redressé ; la précision du résultat sera d'autant plus grande que le pas d'intégration est petit.

A cet effet, l'information analogique (EMG redressé) préalablement stockée, est échantillonnée sous forme numérique. On obtient ainsi un fac-similé de l'EMG redressé. Le pas d'échantillonnage est choisi en fonction de la durée du phénomène étudié, et tenant compte du nombre de canaux disponibles (800). Ce pas a été généralement fixé à 1 ms. Pour chaque pas d'échantillonnage, l'amplitude du signal correspondant est codé numériquement. A l'aide de l'oscilloscope de contrôle qui visualise en cours de mesure le contenu des mémoires, on détermine les limites de la séquence du signal EMG qui fera l'objet d'un calcul. Les valeurs numériques de chaque pas d'échantillonnage sont enregistrées sur bande perforée par l'intermédiaire d'une console périphérique IBM ; ces valeurs font l'objet ensuite d'un traitement sur calculatrice. L'organigramme de calcul est simple : il consiste en une addition, pas à pas, de toutes les surfaces successives des trapèzes (abcd) définis par le fac-similé du tracé analogique. Etant donné que tous ces trapèzes ont une hauteur (h) commune qui est

égale au pas d'intégration, la surface du signal EMG redressé sera égale à :

$$\frac{h}{2} (x_0 + 2x_1 + 2x_2 \dots + 2x_i + \dots + 2x_{(n-1)} + x_n)$$

$x_1, x_2, x_i, x_{n-1}, x_n$ représentent les valeurs numériques des amplitudes successives du signal EMG digitalisé.



- Figure 13 -

Quantification de l'activité myoélectrique par une méthode d'intégration "itérative" du signal EMG.

- (1) Enregistrement d'un mouvement de flexion. Les tracés correspondent aux activités EMG du biceps brachii (B) et du triceps (T) et à l'accélération angulaire (θ''). Le calibrage de ces signaux est situé à droite de l'enregistrement. Il correspond, de haut en bas, à $600 \mu V$, $800 \mu V$ et 100 rad/s/s .
- (2) Fac similé du signal EMG redressé du biceps brachii. Le pas d'échantillonnage est fixé à 1 ms .
- (3) Visualisation d'une séquence de 40 ms du fac similé du signal EMG-B redressé qui fera l'objet d'une quantification.

Le graphique schématise la méthode d'intégration "itérative". Pour chaque pas de 1 ms , ont été reportées les valeurs numériques (en Unités Arbitraires) de l'amplitude du signal EMG redressé correspondant à la séquence (3). L'organigramme de calcul de cette intégration "itérative" consiste en une addition pas à pas de toutes les surfaces successives des trapèzes (abcd) définis par le fac similé du signal EMG redressé.

E - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

Les variables cinématiques angulaires et musculaires et les variables électromyographiques sont soit enregistrées sur papier photodéveloppable, soit stockées sur bande magnétique.

I - ENREGISTREUR PHOTOGRAPHIQUE

Nous avons utilisé un enregistreur photographique ACB multivoies à inscription directe. Les signaux électriques, reçus des capteurs, sont dirigés, après adaptation des tensions de sortie vers les différentes voies de l'enregistreur. Chaque voie est équipée d'un oscillographe à aimant mobile dont la bande passante est appropriée à la fréquence des phénomènes étudiés. Ainsi, l'enregistrement des électromyogrammes globaux et des EMG intégrés nécessite un oscillographe ayant une fréquence nominale de 450 Hz. Par contre, pour les variables cinématiques, on utilise de préférence un oscillographe ayant une bande passante comprise entre 0 et 80 Hz.

Un dispositif optique permet une référence de mesure sur chacun des axes X et Y :

- suivant l'axe des X : inscription d'un marquage vertical différencié à partir d'un tambour synchrone 50 Hz donnant la seconde, le dixième et le centième de seconde ;
- suivant l'axe des Y : inscription d'un lignage millimétrique horizontal à partir de l'image réfléchie d'une règle graduée.

Une lampe à vapeur de mercure haute pression éclaire les miroirs des oscillographes. Ceux-ci réfléchissent les rayons lumineux et forment ainsi des spots lumineux qui dévient lorsqu'une tension électrique apparaît aux bornes des oscillographes. Les traces des spots s'inscrivent sur un papier recouvert d'une émulsion spéciale à noircissement direct sous l'action même de la lumière ambiante. La gamme de vitesse de défilement du papier peut varier de 1 cm par minute et 1 m par seconde. En outre, les enregistrements sont directement exploitables sans servitude de développement. L'erreur de linéarité

reste toujours inférieure à 2 p.100 de l'étendue de mesure qui est au maximum de ± 36 mm. De plus, les constantes de temps sont respectivement de 1 ms et 5 ms pour les oscillographes ayant une fréquence nominale de 450 Hz et 80 Hz.

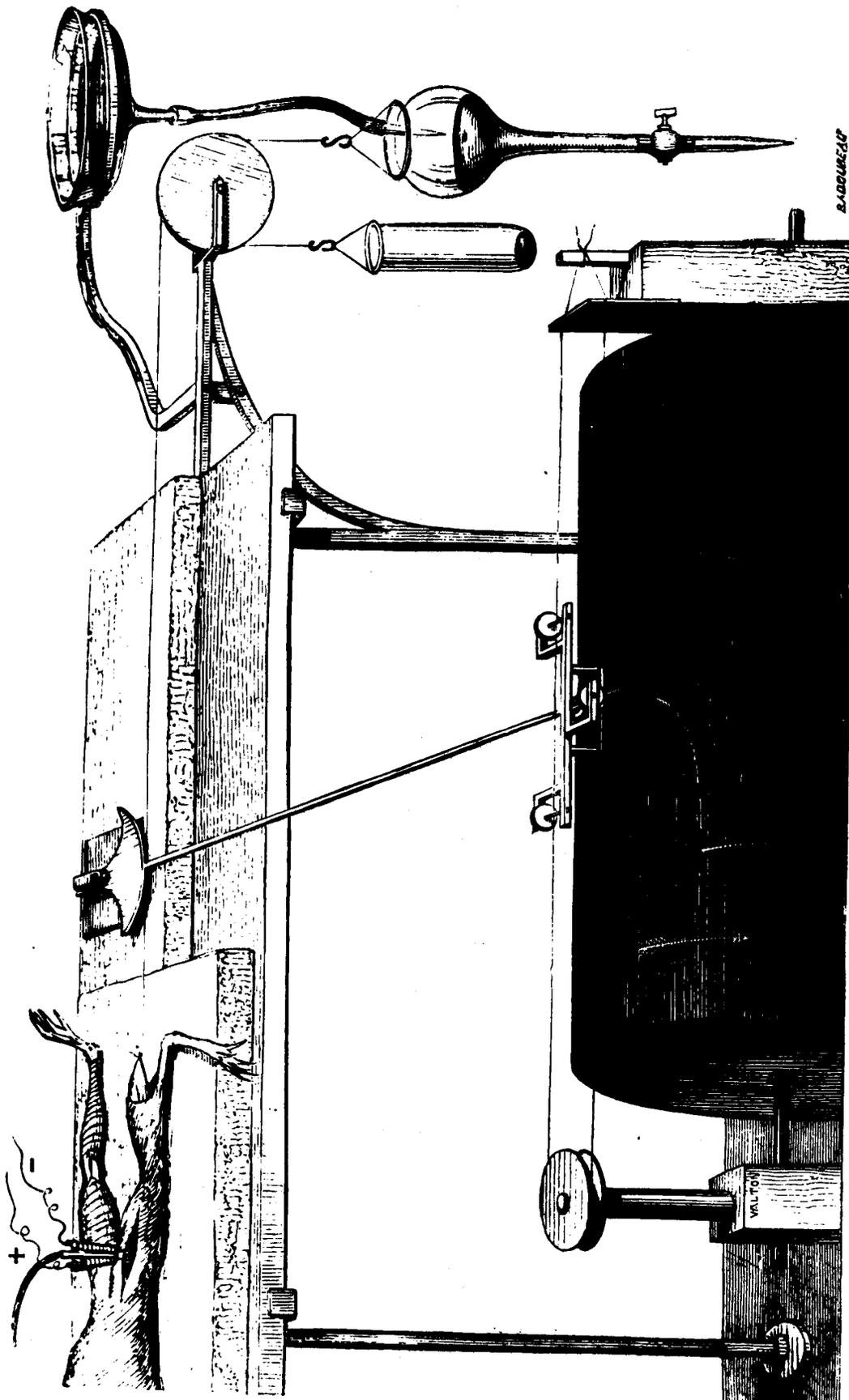
II - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE

Suivant le nombre de variables cinématiques et électromyographiques à stocker, nous avons utilisé un ou deux enregistreurs magnétiques AMPEX en modulation de fréquence. Nous pouvons avoir ainsi, à notre disposition dix pistes utilisables pour l'enregistrement des signaux électriques correspondant aux différentes variables et deux voies phonies qui permettent l'enregistrement des observations de l'expérimentateur. Des impulsions présentant des fronts de montée très brefs, sont simultanément enregistrées sur les deux voies phonies et permettent à la lecture, le déclenchement d'une table traçante ou le balayage d'un oscilloscope. A l'aide de ces topages on peut réaliser la synchronisation des deux enregistreurs magnétiques.

Disposant de quatre vitesses d'enregistrement et de lecture, nous avons utilisé à l'enregistrement la vitesse la plus élevée et à la lecture la vitesse la plus lente, ce qui nous a permis de restituer fidèlement les phénomènes transitoires rapides.

Les données enregistrées sont par la suite examinées sur table traçante ou sur oscilloscope. Il est à noter que la table traçante et l'oscilloscope ont l'avantage de pouvoir être utilisés en XY et de visualiser l'évolution d'une variable en fonction de l'autre. Cette technique d'enregistrements paramétriques est essentiellement appliquée à l'étude des variations du signal EMG en fonction des différentes variables cinématiques musculaires. Enfin, il faut préciser ici que la méthode d'intégration "itérative" nécessite l'enregistrement préalable des signaux EMG et d'un signal impulsionnel ; ce dernier permettant le déclenchement synchrone de l'analyseur de signaux.

.. CHAPITRE II ..



Appareil enregistreur de l'élasticité des corps (E.J. MAREY, 1868)

BUS
LILLE

ROLE DES FORCES D'ORIGINE VISCO-ELASTIQUE

DANS L'ELABORATION D'UN PROGRAMME MOTEUR

AGONISTE - ANTAGONISTE

A - <u>ETUDE COMPARATIVE DE L'ACTIVITE DES PRINCIPAUX FLECHISSEURS DU COUDE</u>	51
I - PROTOCOLE EXPERIMENTAL	52
II - RESULTATS	53
1 - Relations chronologiques entre le début et les fins d'activité du biceps brachii, du brachioradialis et du brachialis	
2 - Relations EMG intégré-travail	
III - DISCUSSION	59
1 - Relations chronologiques	
2 - Relations quantitatives	
B - <u>MECANISME DE FREINAGE ET ACTIVITE MUSCULAIRE ANTAGONISTE</u>	63
I - PROTOCOLE EXPERIMENTAL	63
II - ETUDE D'UN MOUVEMENT EFFECTUE A VITESSE SPONTANEE	64
1 - Mécanogrammes	
a - tracés d'accélération (θ'') et de force (F)	
b - tracé de vitesse angulaire (θ')	
c - tracés de déplacement angulaire et de raccourcissement musculaire	
2 - Electromyogrammes	
III - DESCRIPTION D'UN MOUVEMENT NE PRESENTANT AUCUNE ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE ANTAGONISTE	68
1 - Choix des enregistrements	
2 - Examen des mécanogrammes et des EMG	

IV - MISE EN EVIDENCE D'UN SEUIL EVOQUANT L'ACTIVITE FREINATRICE ANTAGONISTE	71
1 - Seuil de vitesse	
2 - Seuil de force	
V - DISCUSSION	74
1 - Activité contractile du muscle et tension musculaire de "repos"	
2 - Nature du seuil et forces d'origine passive	
C - <u>MESURE DES FORCES PASSIVES EVOQUEES AU COURS DE MOUVEMENTS DE ROTATION DE L'AVANT-BRAS SUR LE BRAS</u>	78
I - METHODES	79
1 - Principe de calcul	
2 - Technique	
3 - Protocole	
II - RESULTATS	81
III - DISCUSSION	84
1 - Validité de la méthode	
2 - Influence de la vitesse sur le niveau des forces passives	
D - <u>PROGRAMME MOTEUR ET IMPEDANCE MECANIQUE ANTAGONISTE</u>	87
I - PROGRAMME MOTEUR ACANT ET IMPEDANCE MECANIQUE D'ORIGINE PASSIVE	87
II - PROGRAMME MOTEUR ACANT ET IMPEDANCE MECANIQUE D'ORIGINE TONIQUE	89

La limitation volontaire de l'amplitude d'un mouvement nécessite la mise en jeu de forces musculaires passives et actives exercées par le groupe musculaire antagoniste (WAGNER, 1925). Or, si les mouvements sont effectués lentement, un silence complet des muscles antagonistes peut être observé (v. fig. 1 et 2). Ce fait nous amène à penser que les forces d'origine passive sont suffisantes pour freiner de tels mouvements. Nous nous proposons d'examiner dans ce chapitre, au cours de mouvements volontairement limités en amplitude, la contribution des forces passives dans l'activité freinatrice exercée par le groupe musculaire antagoniste et la répercussion de ces mêmes forces sur l'élaboration du programme moteur agoniste-antagoniste.

Avant de déterminer dans quelle mesure les caractéristiques des plans d'action musculaire agoniste-antagoniste dépendent des forces d'origine passives, il aurait pu paraître, a priori, nécessaire d'entreprendre une étude comparative de l'activité des cinq fléchisseurs - biceps brachii, brachialis, brachioradialis, pronator teres et extensor carpi longus - et des deux extenseurs - triceps brachii et anconeus -. En effet, l'évolution quantitative et qualitative des variables cinématiques et mécaniques résulte de l'activité conjointe de l'ensemble de tous les fléchisseurs et extenseurs du coude et non pas uniquement du biceps brachii, du brachioradialis et du triceps brachial dont les activités sont les seules à pouvoir être détectées par une technique électromyographique de surface, et par conséquent les seules à être prises en considération. En fait, si l'on se réfère à certaines données anatomiques (KAPANDJI, 1963) et physiologiques (BASMAJIAN et TRAVILL, 1961), une telle étude comparative ne présente un intérêt réel que si l'on s'adresse aux principaux fléchisseurs : le biceps brachii, le brachioradialis et le brachialis. En effet, le pronator teres, l'extensor carpi longus et l'anconeus sont considérés comme des muscles qui participent très accessoirement au mouvement de rotation du coude. Néanmoins, selon PAULY et coll. (1967), l'anconeus

pourrait participer à l'extension complète du coude, ce qui confirmerait les données de DUCHENNE de BOULOGNE (1867). Cependant, nos mouvements étant effectués à $\pm 30^\circ$ de part et d'autre de la position définie par la perpendicularité de l'avant-bras par rapport au bras, l'extension complète du coude ne peut être, en aucun cas, invoquée.

Quant à l'activité des différents chefs qui composent le triceps et le biceps brachii, on peut considérer que l'activité que nous détectons par électrodes de surface, placées près de la jonction des différents chefs (v. p. 41), est selon toute vraisemblance représentative de l'activité globale de ces muscles. Cette affirmation s'appuie : i) sur la base des résultats concernant l'étude comparative de l'activité des différents chefs du triceps brachii (PAULY et coll., 1967 ; TRAVILL, 1962 ; BASMAJIAN, 1968) ; ii) sur la linéarité des relations entre les valeurs intégrées de l'EMG de surface et de l'EMG intramusculaire d'un même muscle, le biceps brachii, établies aussi bien dans le cas de contraction isométrique (MATON et coll., 1969) qu'anisométrique (BOUISSET et MATON, 1972).

Après avoir exposé les résultats concernant l'étude comparative de l'activité des principaux fléchisseurs du coude, nous envisagerons de mettre en évidence un mécanisme de freinage indépendant de toute activité musculaire antagoniste. Enfin, nous nous interrogerons sur l'origine de ce mécanisme après avoir mesuré les forces passives évoquées au cours du mouvement de rotation du coude.

A - ETUDE COMPARATIVE DE L'ACTIVITE
DES PRINCIPAUX FLECHISSEURS DU COUDE

Avant d'effectuer l'étude comparative des activités réciproques du biceps brachii, du brachioradialis et du brachialis, il est nécessaire de rappeler les quelques données très fragmentaires de la littérature relatives à la chronologie et au niveau des activités respectives des principaux fléchisseurs du coude.

Sur le plan de la chronologie, signalons que les résultats obtenus par DE SOUSA et coll. (1961) ainsi que certains de nos travaux antérieurs (LESTIENNE, 1971 ; LESTIENNE et BOUISSET, 1972) laissent présager une étroite correspondance entre les caractères temporels des activités respectives du biceps brachii et du brachioradialis, encore que nous ayons pu observer parfois une activité plus précoce du biceps par rapport à celle du brachioradialis. En ce qui concerne le brachialis, considéré par certains auteurs comme fléchisseur principal (Mac GREGOR, 1950 ; BASMAJIAN, 1969), WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 a) rapportent que les EMG intramusculaires du biceps et du brachialis présentent une parfaite concordance, du moins pour les flexions effectuées à vitesse lente et spontanée. Pour les flexions rapides, les périodes d'activité du biceps seraient plus longues que celles du brachialis, mais les concordances dans la forme des variations de potentiel seraient maintenues.

En ce qui concerne l'évaluation de l'activité musculaire, rappelons que la valeur intégrée de l'électromyogramme de surface (Q) constitue un bon indice du niveau global d'excitation d'un muscle (BOUISSET et GOUBEL, 1973). De plus, le caractère de linéarité de la relation entre Q et le travail mécanique est considéré comme très général (SCHERRER et coll., 1957 ; BERGSTRÖM, 1959 ; DELHEZ et coll., 1965). C'est pourquoi, cette relation a été utilisée pour comparer les niveaux globaux d'excitation du biceps brachii et du brachioradialis (GOUBEL LESTIENNE, 1974). Par contre, à notre connaissance, le brachialis n'a pas fait l'objet d'une étude semblable.

Il nous est donc apparu nécessaire de préciser et de compléter les données précédentes. Nous serons alors amenés à déterminer si l'électromyographie de surface permet de définir les caractéristiques des plans d'activité musculaire de l'ensemble des muscles agonistes et antagonistes qui croisent l'articulation du coude. En d'autres termes, peut-on considérer que : i) les caractéristiques chronologiques des plans d'action du biceps brachii et du brachioradialis, mis en évidence par l'analyse des EMG de surface, sont identiques à celles des plans d'actions de l'ensemble du groupe des fléchisseurs ? ; ii) les EMG intégrés des fléchisseurs sont dans un rapport constant quel que soit le travail effectué ?

A cet effet, une étude a été menée simultanément sur les trois principaux fléchisseurs du coude, à savoir : le biceps brachii, le brachioradialis et le brachialis ; le biceps brachii et le brachialis représentant environ 65 p.100 du travail effectué par l'ensemble des fléchisseurs (HANSEN et LINDHARD, 1923 ; LANZ et WACHSMUTH, 1959). L'étude de l'activité de ces trois muscles a été réalisée grâce à l'association de techniques de détection de surface et de détection intramusculaire par électrodes-fils (BOUISSET et MATON, 1972) qui permet un enregistrement simultané de l'activité de ces différents fléchisseurs.

I - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Cinq sujets, d'âge compris entre 30 et 66 ans et accoutumés à ce genre d'épreuve, ont été examinés trois fois chacun. Quinze examens ont été ainsi réalisés. Chaque examen comprend trois conditions d'inertie comprises entre 0.07 kgm^2 et 0.64 kgm^2 . Pour chaque condition d'inertie une série de vingt mouvements était exécutée. Pour chaque série, il était demandé au sujet d'effectuer des mouvements à vitesse spontanée, puis sur indication de l'expérimentateur, à des vitesses plus lentes et plus rapides. L'amplitude des mouvements est limitée volontairement par visée de repères, situés à 30 degrés de part et d'autre de la position définie par le maintien de l'avant-bras à 90 degrés de son extension complète. Entre chaque mouvement, un temps de repos suffisamment long est respecté afin de diminuer les risques de fatigue (SCHERRER et MONOD, 1960).

Au début et à la fin de chaque examen, une épreuve de travail statique est effectuée, l'avant-bras étant en position de semi-pronation et faisant un angle de 90° avec le bras. Une éventuelle modification d'activité, liée soit à un processus de fatigue, soit à un déplacement des électrodes intramusculaires (JONSSON et REICHMANN, 1969) peut ainsi être décelée.

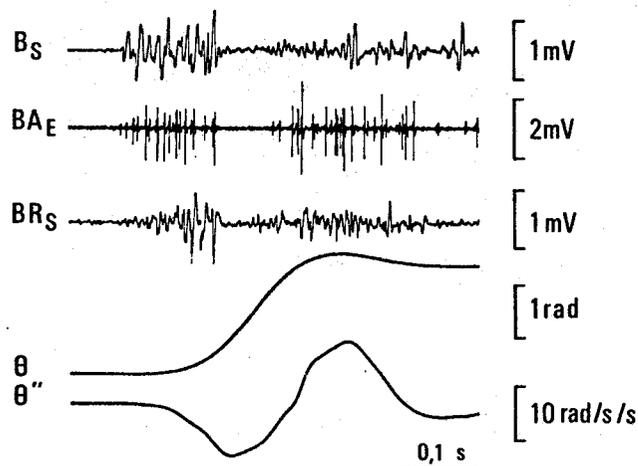
Une autre série d'épreuves de contraction statique est réalisée soit au début, soit à la fin de chaque examen avec l'avant-bras en pronation puis en supination. Celle-ci a pour but de s'assurer d'une implantation convenable des électrodes-fils dans le brachial antérieur, ainsi qu'il sera argumenté dans la discussion.

II - RESULTATS

Nous envisagerons successivement les relations chronologiques entre les débuts et les fins d'activité du biceps brachii, du brachioradialis et du brachialis. Par ailleurs, les activités intégrées de ces trois fléchisseurs seront étudiées à partir des relations EMG intégré-travail.

1 - Relations chronologiques entre les débuts et les fins d'activité du biceps brachii, du brachioradialis et du brachialis

Les mises en jeu des trois principaux fléchisseurs du coude sont, ainsi que le montre l'enregistrement de la figure 14, pratiquement simultanées. Toutefois, si l'on considère de façon plus précise les activités du brachialis et du brachioradialis par rapport à celle du biceps brachii (Fig. 15), de légères différences entre les instants de mise en jeu de ces muscles semblent se dégager : sur 376 mouvements étudiés, le brachialis était mis en jeu en moyenne 11 ms après le biceps brachii (avec un écart-type de 18 ms). Sur 559 mouvements étudiés, l'activité du brachioradialis, déterminée par son EMG de surface, débutait 7 ms après celle du biceps brachii (avec un écart-type de 17 ms).



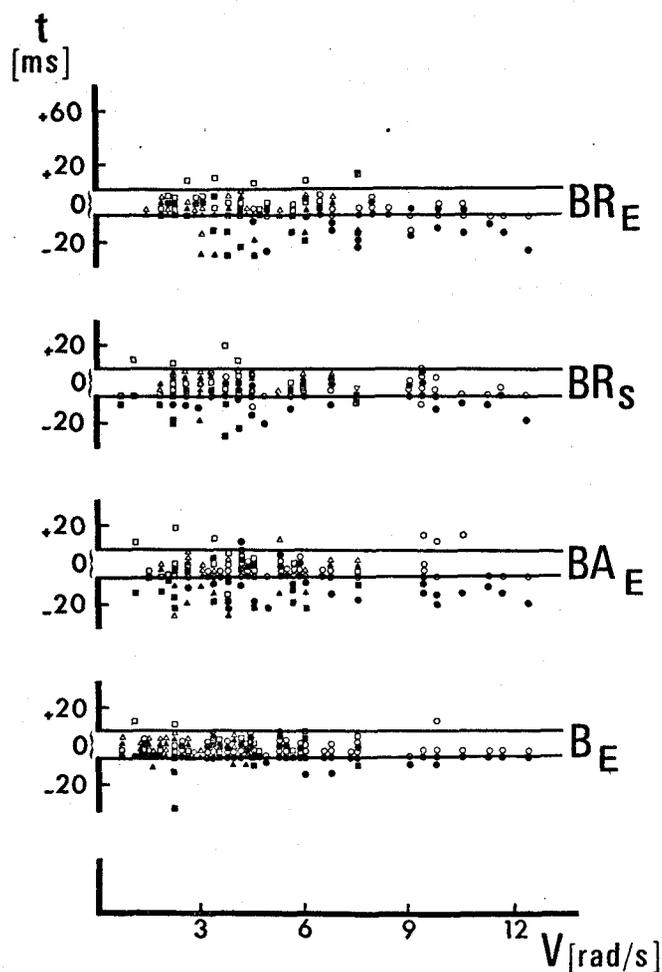
- Figure 14 -

Enregistrement d'un mouvement de flexion volontaire.

De haut en bas : EMG de surface du biceps brachii (Bs) ; EMG intramusculaire du brachialis (BAE) ; EMG de surface du brachioradialis (BRs) ; déplacement angulaire (θ) ; accélération angulaire (θ'').

L'activité des différents muscles étudiés cesse également de façon sensiblement simultanée (Fig.15). Toutefois, là aussi, de très légères différences apparaissent si l'on effectue la moyenne des écarts temporels entre la fin d'activité du biceps brachii et celles du brachialis et du brachioradialis : sur 244 mouvements étudiés, le brachialis cesse d'être actif 5 ms avant le biceps brachii (écart-type 17 ms). Sur 517 mouvements pris en considération, le brachioradialis cesse d'être actif 4 ms avant le biceps brachii (écart-type : 10 ms).

Par ailleurs, différents tests ont été effectués afin de déterminer dans quelle mesure les EMG intramusculaires rendaient bien compte des phases d'activité musculaire. C'est ainsi qu'ont



- Figure 15 -

Relations chronologiques entre les débuts et les fins d'activité du brachioradialis (BR), du brachialis (BA) et du biceps brachii (B).

Ces relations ont été établies en fonction de la vitesse maximum (V) atteinte au cours de mouvements de flexion du coude, effectués contre trois inerties : I_1 (●○), I_5 (■□) et I_9 (▲△).

Les EMG intramusculaires et les EMG de surface sont respectivement symbolisés par les indices E et S.

Chacune des quatre échelles, exprimées en ms, représente le décalage temporel (t) entre :

1) les débuts de l'activité myoélectrique du BR_E , BR_S , BA_E et B_E , symbolisés par les figures pleines (●■▲) et celui de l'activité myoélectrique de surface du biceps brachii, prise comme signal EMG de référence. Ils sont affectés du signe - si ces EMG débutent après la mise en jeu de l'activité myoélectrique de référence, et du signe + dans le cas contraire.

2) les fins d'activité myoélectrique du BR_E , BR_S , BA_E et B_E , symbolisées par les figures évidées (○□△) et celle de l'activité myoélectrique de référence. Elles sont affectées du signe + si ces EMG cessent avant que ne prenne fin l'activité myoélectrique de référence et du signe - dans le cas contraire.

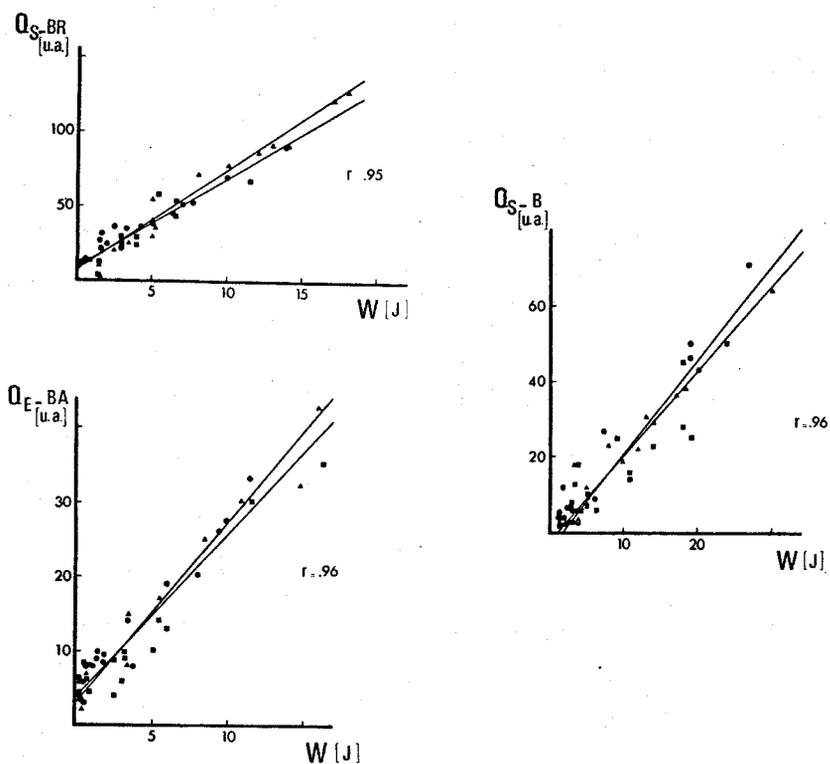
La simultanéité des débuts ou des fins d'activité par rapport au signal EMG de référence est affectée de la valeur 0, représentée par l'intervalle compris entre les deux traits parallèles à l'axe des abscisses.

été mesurés (Fig.15) : a) le décalage temporel entre le début de l'EMG intramusculaire du brachioradialis et le début de l'EMG de surface du biceps brachii. Sur 269 mouvements étudiés, l'activité du brachioradialis était mise en jeu 7 ms après le début d'activité du biceps brachii (avec un écart-type de 18 ms) : ce décalage temporel a donc une valeur identique à celle du décalage mesuré à partir de l'EMG de surface pris comme référence ; b) le décalage temporel entre le début de l'EMG intramusculaire du biceps brachii et celui de l'EMG de surface : sur 428 mouvements étudiés, l'EMG intramusculaire commençait 2 ms après l'EMG de surface (avec un écart-type de 4 ms), c'est-à-dire une différence voisine de l'erreur de mesure.

2 - Relations EMG intégré-travail

Les activités EMG intégrées (Q), exprimées en nombre d'impulsions (pips), ont été mises en relation avec les valeurs correspondantes du travail (W) ; celui-ci peut être directement calculé par la variation d'énergie cinétique $1/2 IV^2$ où I représente l'inertie opposée au mouvement et V la vitesse maximale atteinte au cours du mouvement considéré.

Des relations linéaires ont pu être mises en évidence entre le travail et l'EMG de surface intégré du biceps brachii, l'EMG de surface intégré du brachioradialis et l'EMG intramusculaire intégré du brachial antérieur (Fig.16). Quelle que soit l'activité musculaire considérée, il est à remarquer que ces relations sont : a) indépendantes de l'inertie opposée au mouvement, b) peu dispersées ainsi que l'attestent les coefficients de corrélation dont les valeurs sont très significatives ($.84 \leq r \leq .98$), c) parfaitement reproductibles d'un sujet et d'un examen à un autre.



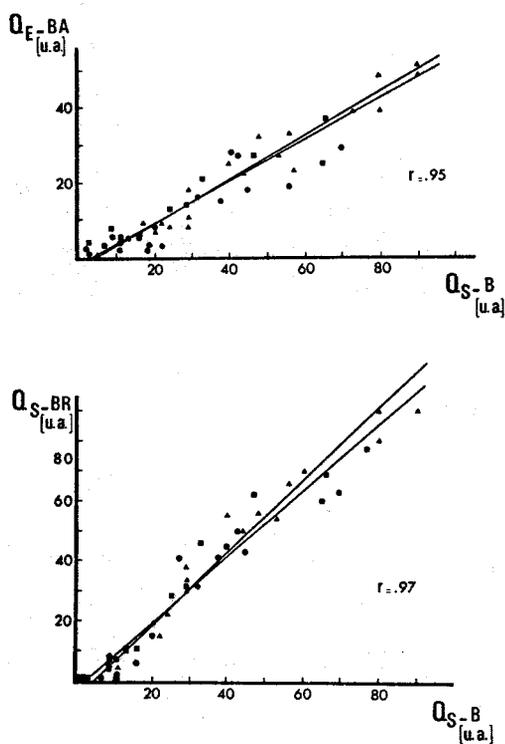
- Figure 16 -

Relations entre le travail mécanique (W) et i) les EMG de surface intégrés du biceps brachii (Q_{S-B}) ; ii) les EMG de surface intégrés du brachioradialis (Q_{S-BR}) ; iii) les EMG intramusculaires intégrés du brachialis (Q_{E-BA}).

Trois inerties sont représentées : I_1 (●), I_5 (■) et I_9 (▲).

Les deux droites de régression et les coefficients de corrélation (r) ont été reportés sur chaque graphique.

Par ailleurs, des corrélations linéaires très significatives, testées par le coefficient r de BRAVAIS-PEARSON (Fig. 17), ont pu être mises en évidence, d'une part entre l'EMG de surface intégré du biceps brachii et l'EMG intramusculaire intégré du brachialis ($.77 \leq r \leq .95$), d'autre part, entre l'EMG de surface intégré du biceps brachii et l'EMG de surface intégré du brachioradialis ($.82 \leq r \leq .97$). Ces corrélations s'observent pour des valeurs du travail allant jusqu'à 16 joules.



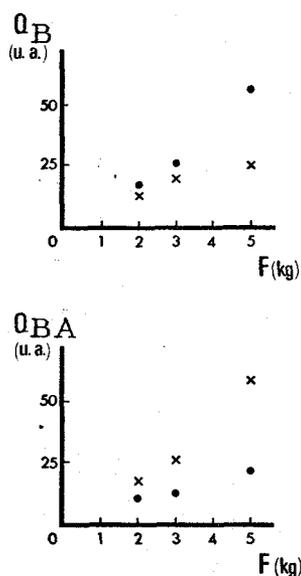
- Figure 17 -

Relations entre : i) l'EMG de surface intégré du biceps brachii (Q_{S-B}) et l'EMG intramusculaire intégré du brachialis (Q_{E-BA}) ; ii) l'EMG de surface intégré du brachioradialis (Q_{S-BR}) et l'EMG de surface intégré du biceps brachii (Q_{S-B}).

Les deux droites de régression et les coefficients de corrélation (r) ont été reportés sur les deux graphiques.

III - DISCUSSION

Il convient, tout d'abord, d'exclure l'éventualité que les électrodes-fils aient été implantées dans le biceps brachii, ce qui constitue un risque étant donné la contiguïté du brachialis et du biceps brachii. Les épreuves de contraction isométrique effectuées, l'avant-bras étant successivement placé en position de pronation et de supination, permettent une différenciation électrophysiologique des deux muscles ; il semble bien établi (SULLIVAN et coll., 1950 ; BASMAJIAN, 1962 ; PAULY et coll., 1967 ; SIMONS et ZUNIGA, 1970) que le passage de la position de pronation à celle de supination de l'avant-bras, provoque une augmentation significative de l'activité du biceps brachii, alors que celle du brachialis reste relativement stable. La figure 18 donne un exemple de la vérification expérimentale obtenue.



- Figure 18 -

Influence de la position de pronation (x) et de supination (●) sur l'activité du biceps brachii (B) et du brachialis (BA) au cours d'une épreuve de contraction isométrique.

Il faut noter que si dans l'ensemble des cas, l'activité du biceps brachii est plus importante lorsque l'avant-bras est en supination que lorsqu'il est en pronation, une activité stable du brachialis n'a pu être retrouvée que dans la moitié des cas. Dans les autres cas, comme il est représenté sur la figure 18 l'activité de ce muscle se modifie de façon inverse à celle du biceps brachii, en fonction de la position de l'avant-bras.

1 - Relations chronologiques

Nous avons constaté que les dates de mise en activité et de cessation d'activité sont légèrement différentes, selon que l'on s'adresse au biceps brachii, au brachioradialis ou au brachialis. Les résultats indiquent que, par rapport aux autres fléchisseurs, l'activité du biceps brachii serait plus précoce et cesserait postérieurement. Nous sommes donc en accord avec les résultats fragmentaires de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 a) et de LESTIENNE et BOUISSET (1972). Il faut néanmoins préciser que les différences temporelles entre les activités des différents fléchisseurs sont d'une part relativement dispersées et d'autre part très faibles : elles sont souvent voisines de l'erreur de mesure. On pourrait donc considérer d'une façon générale que leurs activités sont simultanées. En d'autres termes, l'ordre moteur serait distribué simultanément aux trois fléchisseurs principaux indépendamment de la vitesse et de l'inertie du mouvement.

En tout état de cause, la prise en considération des seules caractéristiques chronologiques du biceps brachii, comme paramètre séquentiel du programme moteur agoniste ou antagoniste peut donc se justifier. Autrement dit, le silence électromyographique du biceps brachii représenterait bien un silence de l'ensemble des fléchisseurs. Il n'est pas indifférent de souligner que ce silence électromyographique apparaît aussi bien sur les EMG de surface que sur les EMG intramusculaires. Les résultats (Fig. 14 et 15) montrent d'une façon convaincante la correspondance temporelle entre les tracés des EMG intramusculaires et des EMG de surface.

2 - Relations quantitatives

Nous avons établi pour chacun des trois fléchisseurs principaux une relation linéaire entre leur EMG intégré (Q) et le travail mécanique (W). Ces relations confirment celles rapportées pour le biceps brachii (BOUISSET et GOUBEL, 1973) et pour le brachioradialis (GOUBEL et LESTIENNE, 1974). Cependant, le champ de validité de nos données est plus étendu, puisque l'amplitude angulaire des mouvements est augmentée ($\pm 30^\circ$ par rapport à la flexion du coude à 90° au lieu de $\pm 15^\circ$ précédemment) et que les valeurs des inerties considérées sont plus élevées.

L'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du brachialis et le travail constitue un résultat original. Cette relation présente les mêmes propriétés de consistance et d'indépendance vis à vis de l'inertie que celles mises en évidence pour les deux autres fléchisseurs considérés. Ce résultat pouvait, dans une certaine mesure, paraître impliqué par les données de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926), qui sont les seules à notre connaissance, à se rapporter à ce même type de mouvement. Par ailleurs, le fait que le brachialis soit réputé être le fléchisseur principal du coude, à partir de considérations à la fois anatomiques (BRAUNE et FISCHER, 1889) et électrophysiologiques (DUCHENNE de BOULOGNE, 1867 ; Mac GREGOR, 1950 ; BASMAJIAN et LATIF, 1957), en renforce l'intérêt.

Toutefois, le caractère de linéarité des relations ne saurait être considéré comme établi pour les valeurs du travail supérieures à 16 joules, soit 30 p.100 du travail maximal développé pour l'inertie la plus élevée (PERTUZON, 1972). En effet, au-dessus de cette valeur, l'EMG intégré tend, dans certains cas, à augmenter moins vite que ne le fait le travail. Si l'on admet que l'activité des fibres musculaires proches de la surface constitue bien un échantillon représentatif de celle de l'ensemble des fibres actives (BOUISSET et MATON, 1972), la non-linéarité entre le travail et l'EMG intégré de surface serait probablement liée à des causes techniques telle un éventuel écrêtage des signaux par saturation des amplificateurs. En ce qui concerne l'EMG intramusculaire, une sélectivité trop importante des électrodes serait également responsable de la non-proportionnalité entre Q et W. Dans ce cas, il semble,

en effet, possible que le champ de détection des électrodes puisse être assez restreint pour que toutes les unités motrices qu'il intéresse soient recrutées pour les valeurs élevées du travail (BOUISSET et MATON, 1972).

Ainsi, la mise en évidence de relations linéaires entre le travail et l'EMG intégré des trois principaux fléchisseurs implique que l'EMG intégré du biceps et de chacun des autres fléchisseurs est dans un rapport constant. Compte tenu du fait que : i) l'EMG intégré d'un muscle est un indice fidèle de son niveau d'activité ; ii) le travail externe est égal à la somme des travaux individuels de chaque muscle, ces résultats ont pour conséquence que le travail effectué par chaque muscle semble être une fraction constante du travail mécanique externe.

* * *

En conclusion, cette étude nous a permis de définir, de manière quantitative, les caractéristiques des activités réciproques des différents fléchisseurs. Il en résulte que les plans d'activité musculaire du groupe des fléchisseurs peuvent être étudiés, avec précision, par le seul examen des activités de surface des muscles situés dans les plans superficiels. Nous avons donc une méthode de choix pour mesurer les paramètres séquentiels et quantitatifs du programme moteur agoniste-antagoniste.

B - MECANISME DE FREINAGE ET ACTIVITE MUSCULAIRE ANTAGONISTE

Nous nous sommes interrogés sur l'existence et la nature d'un seuil à partir duquel le freinage serait indépendant de toute activité musculaire antagoniste. Cette étude concernant uniquement les mouvements de flexion portera : i) sur l'examen du rapport chronologique entre l'évolution de l'activité électromyographique des muscles agonistes et antagonistes et le décours des tracés cinématiques angulaires (Θ , Θ' et Θ'') et musculaires (L) ainsi que le tracé de la force agoniste (F) ; ii) sur la mesure des forces passives évoquées au cours de mouvements de rotation de l'avant-bras sur le bras.

I - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Cinq adultes normaux, de sexe masculin et âgés de trente ans environ, ont participé à deux expérimentations. Il s'agit de sujets bien motivés et ayant l'habitude de ce genre d'examen. Chaque expérience comporte des séries successives de mouvements unidirectionnels de flexion volontaire, effectués contre inertie. Trois conditions d'inertie ont été considérées à savoir, celle du système mécanique ($I_0 = 0.130 \text{ kg.m}^2$) et celles correspondant à une surcharge de 1 kg ($I_1 = 0.209 \text{ kg.m}^2$), ou 2 kg ($I_2 = 0.270 \text{ kg.m}^2$) fixés à 26 cm de l'axe de rotation. Pour une condition d'inertie donnée, chaque sujet effectue des mouvements à vitesse spontanée puis, sur indication de l'expérimentateur, à vitesse de plus en plus lente.

D'un examen à un autre, l'ordre de présentation des surcharges est permuté de façon à éviter l'influence éventuelle de l'ordre de passation des épreuves. Entre chaque série, une pause suffisante est respectée afin d'éviter les risques de fatigue. Le travail mécanique (W) qui est égal à l'énergie cinétique reste au cours des différents mouvements inférieur à deux joules.

L'attention des sujets était attirée sur la nécessité d'une décontraction musculaire préalable et d'une exécution continue du mouvement, en particulier des mouvements très lents. En outre, les sujets étaient incités à s'arrêter avec la plus grande précision possible au niveau de la cible. Comme on peut le constater sur la figure 4 un doigtier (p) solidaire de la plaque mobile (1) permet de fixer l'index des sujets. La cible (l), représentée par un trait vertical noir de 2 mm d'épaisseur, collé sur un fond jaune, est fixée sur le support cible (m) (v. technique) à 120° de la position d'extension complète du coude. La position de départ du mouvement (n) étant fixée à 60° de la même position d'extension complète du coude, l'amplitude totale du mouvement est donc de 60° .

II - ETUDE D'UN MOUVEMENT EFFECTUE A VITESSE SPONTANEE

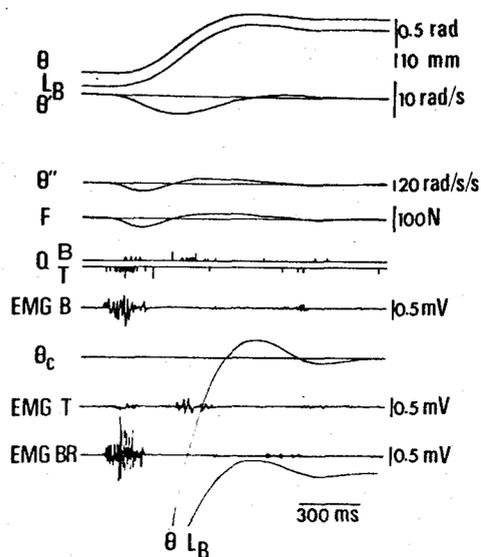
L'enregistrement de la figure 19 concerne un mouvement de flexion effectué contre une inertie de 0.209 kg.m^2 . Sa vitesse correspond à celle spontanément adoptée par le sujet.

1 - Mécanogrammes

Les tracés mécaniques sont de haut en bas : le déplacement angulaire (Θ), le raccourcissement du biceps brachii (l_B), l'accélération angulaire (Θ'') et l'évolution de la force agoniste (F) rapportée au biceps brachii. Afin de visualiser les mouvements éventuels d'ajustement autour de la cible, le gain des signaux correspondant à Θ et l_B a été triplé. La position angulaire de cette cible est matérialisée sur l'enregistrement par le tracé continu et horizontal Θ_C .

a) Tracés d'accélération (Θ'') et de force (F)

L'allure de ces deux tracés est diphasique. La première onde correspond à la phase d'accélération du système mobile au cours de laquelle les variables Θ'' et F présentent une période de croissance contemporaine de l'activité EMG des



- Figure 19 -

Enregistrement d'un mouvement continu de flexion volontaire effectué à vitesse spontanée.

Ce mouvement est effectué contre une inertie de 0.209 kg.m^2 . Son amplitude est de 60 degrés.

De haut en bas : θ , déplacement angulaire ; L_B , raccourcissement du biceps brachii ; θ' , vitesse angulaire ; θ'' , accélération angulaire ; F , force agoniste rapportée au biceps brachii ; Q_B et Q_T , activité électrique intégrée du biceps et du triceps ; EMG-B, activité électrique globale du biceps ; θ_c , repère de la position angulaire de la cible ; EMG-T et EMG-BR, activités électriques globales du triceps et du brachioradialis.

Le gain des signaux θ et L_B situés en bas de l'enregistrement a été triplé.

Le calibrage des différents tracés se situent à droite de l'enregistrement.

On remarquera l'activité alternée des agonistes (B et BR) et de l'antagoniste (T) ainsi que les mouvements d'ajustement de part et d'autre du repère θ_c .

deux fléchisseurs considérés, suivie d'une période de décroissance généralement associée à un silence électromyographique des agonistes et de l'antagoniste. La seconde onde correspond à la phase de décélération, période au cours de laquelle le mouvement est freiné. Cette onde de décélération présente également une phase de croissance et de décroissance. Il est à noter que l'onde négative du tracé de force, associée à l'onde de décélération et contemporaine ici, de l'activité du muscle antagoniste, n'a pas à proprement parler de signification physiologique, les muscles ne pouvant fournir de tension négative au niveau de leur tendon.

b) Tracé de vitesse angulaire (Θ')

Le tracé est monophasique. La vitesse croît durant la phase d'accélération, passe par un maximum quand l'accélération s'annule et décroît pendant la phase de décélération.

c) Tracés de déplacement angulaire et de raccourcissement musculaire

Les tracés sont en forme de sigmoïde. Ils présentent un point d'inflexion consécutif au changement de signe du tracé accélérométrique. On notera que le déplacement angulaire comme la longueur du biceps brachii, varient peu au début du mouvement alors que la force présente une croissance rapide au cours de cette même période. Le biceps brachii se trouve donc pratiquement dans les conditions d'une contraction isométrique. On constate également qu'en fin de mouvement les tracés Θ et L_B présentent des oscillations de faible amplitude autour du tracé de référence Θ_C . Ces petites ondes également visibles sur les tracés Θ'' , F et Θ' correspondent à de petits mouvements d'ajustement autour de la cible qui est la position finale fixée. Ces oscillations que nous appellerons mouvements secondaires, se distinguent du mouvement "primaire" correspondant à l'onde diphasique décrite précédemment.

2 - Electromyogrammes

Les tracés EMG-B, EMG-BR et EMG-T correspondent respectivement aux activités électriques globales du biceps brachii (B) et du brachioradialis (BR) - muscles agonistes - et du triceps (T) - muscle antagoniste. Les activités électriques intégrées du biceps brachii (Q_B) et du triceps (Q_T) ont été obtenues à partir du convertisseur analogique-numérique de type EMO. Les EMG se présentent sous forme d'une série de variations de potentiels dont l'amplitude et la fréquence ne sont pas constantes. Globalement, on peut vraisemblablement distinguer deux phases essentielles : une phase de croissance correspondant au recrutement des unités motrices, puis une phase de décroissance en relation avec la désactivation progressive de ces unités motrices. Cette seconde phase se poursuit jusqu'à la cessation de l'activité de toutes les unités motrices détectées par les électrodes de surface.

Si l'on examine les activités des deux fléchisseurs (B et BR), il apparaît que les débuts et les fins de l'activité du biceps brachii et du brachioradialis sont simultanés, ce qui est en accord avec les résultats précédents. Leur durée respective correspond sensiblement au temps nécessaire pour atteindre le maximum d'accélération. Ces activités phasiques cessent bien avant le début de la phase de décélération. Enfin, on observe que ces EMG se manifestent avant le début des phénomènes mécaniques. Cette antéposition fera l'objet d'une étude détaillée au chapitre IV.

Quant à l'activité phasique de l'antagoniste (T), elle succède à celle des agonistes après une période de silence électrique commun (SEC), c'est-à-dire un intervalle de temps pendant lequel n'apparaît aucune activité myoélectrique tant au niveau des muscles antagonistes qu'au niveau du muscle agoniste (BOUISSET et coll., 1970 ; LESTIENNE, 1971). Cette activité antagoniste est directement liée à la phase de freinage et cesse avant que le tracé de décélération ne s'annule. Il faut signaler que le triceps présente, pendant la période d'activité des agonistes, une faible activité électromyographique qui correspond vraisemblablement à une co-contraction en relation avec la fixation de l'articulation.

Enfin, on remarque que les mouvements secondaires sont liés à de petites bouffées d'activité des agonistes suivies d'une autre plus discrète de l'antagoniste.

III - DESCRIPTION D'UN MOUVEMENT NE PRESENTANT AUCUNE ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE ANTAGONISTE

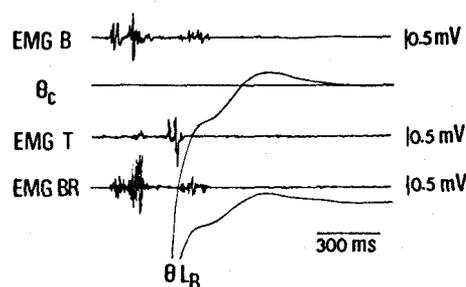
Les caractères généraux que nous venons de souligner concernent le cas particulier des mouvements exécutés à des vitesses spontanément adoptées par les sujets. Par contre, pour la même amplitude, en fonction de la contrainte vitesse et de l'inertie, apparaissent des caractères évolutifs qui se manifestent au niveau des électromyogrammes des agonistes et des antagonistes. C'est ainsi que l'activité antagoniste est d'autant plus tardive que la vitesse du mouvement diminue (v. chapitre IV), cette activité pouvant totalement disparaître dans le cas des mouvements effectués lentement. Ce sont ces derniers mouvements qui feront l'objet ici d'un examen précis.

1 - Choix des enregistrements

Nous avons entrepris cette étude en nous intéressant au mouvement primaire. La validité des résultats ne peut être attestée que dans la mesure où : i) les plans d'action musculaire sont parfaitement reproductibles d'un sujet et d'un examen à un autre ; ii) l'allure des mécanogrammes du mouvement primaire présente une évolution continue qui est la condition, pour le moins nécessaire, d'une exécution régulière du mouvement sans intervention d'aucune perturbation extérieure. C'est pourquoi, nous n'avons pas pris en considération les tout premiers essais effectués par les cinq sujets examinés. En effet, nous avons été amenés à constater que le mouvement primaire présentait parfois une discontinuité qui se manifeste par une rupture de pente que l'on peut facilement apprécier sur les tracés Θ et L_B (Fig. 20). A cette rupture de pente est associée généralement une activité importante de l'antagoniste suivie d'une reprise de l'activité agoniste. C'est après une courte période d'apprentissage que les plans d'action musculaire présentent des caractères distincts et reproductibles, faciles à apprécier, pour autant que les contraintes puissent être parfaitement définies.

2 - Examen des mécanogrammes et des EMG

Comme le montre l'enregistrement de la figure 21, l'allure des mécanogrammes est identique à l'allure de ceux



- Figure 20 -

Enregistrement d'un mouvement de flexion volontaire présentant un caractère de discontinuité.

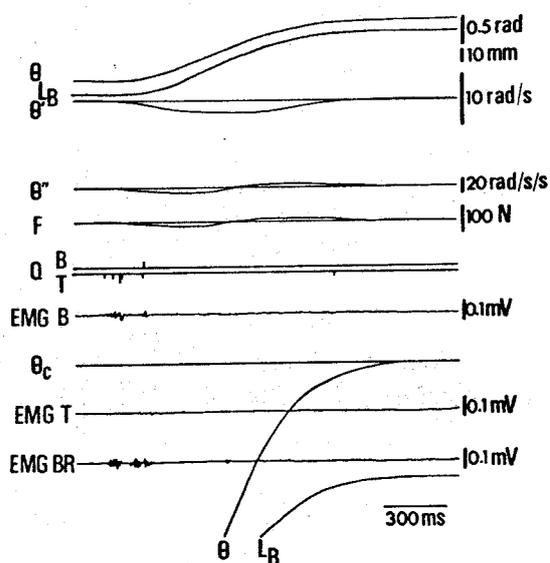
Le mouvement est effectué à vitesse spontanée et contre une inertie de 0.209 kg.m^2 . Son amplitude est de 60 degrés.

Pour la signification des symboles se reporter à la figure 19.

On remarquera d'une part la rupture de pente qui se manifeste sur les tracés θ et L_B et d'autre part la reprise de l'activité des muscles agonistes.

obtenus pour des mouvements effectués à des vitesses spontanément adoptées par les sujets. En particulier, on constate que le tracé accélérométrique se caractérise toujours par une phase d'accélération suivie d'une phase de décélération. Ce mouvement présente donc une phase de freinage. A la phase d'accélération est associée une activité phasique du biceps brachii et du brachioradialis qui cesse dès que le maximum d'accélération est atteint. Le biceps brachii et le brachioradialis deviennent par la suite totalement silencieux. Par contre, et bien que l'amplification des électromyogrammes soit maximale, on ne constate aucune activité électromyographique de l'antagoniste pendant toute la durée du mouvement si ce n'est une

très légère activité de co-contraction. Il faut signaler que les mouvements secondaires ne sont plus apparents alors que l'arrêt du mouvement s'est effectué précisément sur la cible.



- Figure 21 -

Enregistrement d'un mouvement lent et continu de flexion volontaire.

Le mouvement est effectué contre une inertie de 0.130 kg.m^2 . Son amplitude est de 60 degrés.

Pour la signification des symboles, se reporter à la figure 19.

On remarquera le silence électromyographique du muscle antagoniste ainsi que l'absence de mouvements d'ajustement de part et d'autre du repère θ_c .

IV - MISE EN EVIDENCE D'UN SEUIL EVOQUANT
L'ACTIVITE FREINATRICE ANTAGONISTE

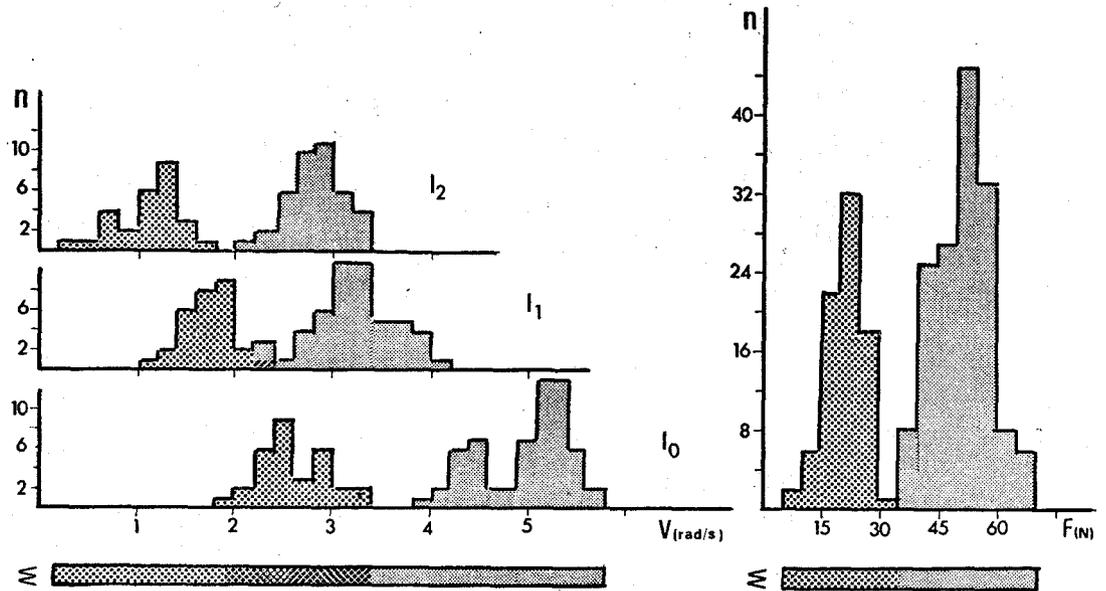
Nous avons tenté de déterminer dans quelle mesure l'activité des éléments contractiles de l'antagoniste pouvait être ou non sollicitée. Pour ce faire, nous avons établi une catégorisation à partir de tous les mouvements effectués à des vitesses égales ou inférieures à celles spontanément adoptées par les sujets. Cette catégorisation est fondée sur l'existence (mode 2) ou la non-existence (mode 1) d'une activité phasique des éléments contractiles du muscle antagoniste.

1 - Seuil de vitesse

Pour chaque inertie, nous avons assigné à chacune des deux modalités de freinage la valeur correspondante de la vitesse maximum atteinte au cours de ces mouvements. Afin d'étudier la répartition des modes 1 et 2 en fonction de la contrainte vitesse, nous avons présenté les résultats sous forme d'histogrammes. La figure 22 montre, pour un sujet donné et sur un ensemble de 220 mouvements de flexion effectués contre trois inerties différentes (I_0 , I_1 et I_2), la répartition des modes 1 et 2 en fonction de la vitesse maximale (V) atteinte au cours de chaque mouvement. La marge de variation totale de V étant comprise entre 0,2 rad/s et 5,8 rad/s ; nous avons choisi comme intervalle de classe la valeur 0,2 rad/s. Mis à part le cas d'un seul mouvement (mode 1) effectué contre l'inertie I_1 , on peut constater que les courbes de répartition des modes 1 et 2 ne se recouvrent pas lorsqu'on considère séparément les différentes inerties (v. également le tableau ci-dessous).

		Marge de variation (rad/s)
I_0	mode 1	1.8 - 3.4
	mode 2	3.8 - 5.8
I_1	mode 1	1 - 2.4
	mode 2	2.2 - 4.2
I_2	mode 1	0.2 - 1.8
	mode 2	2 - 3.4

Tableau III



- Figure 22 -

Répartition de deux modalités différentes de freinage en fonction de la valeur maximum de la vitesse (V) ou de la force agoniste (F) atteinte au cours du mouvement de flexion.

Freinage effectué en absence d'activité
EMG phasique antagoniste (Mode 1)

Freinage assuré par une activité EMG phasique
antagoniste (Mode 2).

La répartition des modes 1 et 2 a été réalisée à partir de 220 mouvements effectués par un sujet et contre trois inerties différentes I_0 , I_1 et I_2 . Nous avons fait figurer cette répartition en fonction de V (à gauche) et de F (à droite), l'intervalle de classe est de 0.2 rad/s pour V et 5 Newtons pour F . Les marges de variation des modes 1 et 2 ont été projetées sur la colonne afin de visualiser plus facilement leur recouvrement éventuel et partiel.



Ainsi, on peut mettre en évidence pour chaque inertie, l'existence d'un seuil de vitesse qui délimite le passage entre ces deux mécanismes différents de freinage. Cependant, on observe que la valeur de cette limite est différente selon l'inertie. Autrement dit, la mise en jeu de l'une des deux modalités de freinage dépend non seulement de la contrainte V mais également de l'inertie qui s'oppose au mouvement.

2 - Seuil de force

Nous avons étudié à nouveau la répartition des modes 1 et 2 en fonction d'une grandeur biomécanique susceptible de rendre compte de la tension musculaire développée au cours de ces mouvements. C'est le cas de la force maximum F rapportée au groupe musculaire agoniste. Comme à chaque mouvement, on peut faire correspondre une valeur de F directement mesurée sur l'enregistrement, il est possible de chiffrer à nouveau les limites de ces deux mécanismes différents de freinage. A cet effet, nous avons réalisé (v. fig. 22) à partir des mêmes mouvements une classification des modes 1 et 2 en fonction de F . La marge de variation totale de F étant comprise entre 5 et 70 Newtons, nous avons pris comme intervalle de classe la valeur 5 Newtons. Nous constatons qu'indépendamment de l'inertie, les courbes de répartition des modes 1 et 2 ne se recouvrent pas (v. également le tableau ci-dessous).

		Marge de variation (Newton)
I_0, I_1, I_2	mode 1	5 - 35
	mode 2	35 - 70

Tableau IV

Ainsi, une seule et même valeur (35 N) de la force agoniste F délimite strictement les deux modes de freinage. En d'autres

termes, la présence ou l'absence d'une activité freinatrice liée à l'activité phasique EMG de l'antagoniste est en relation étroite avec l'existence d'un seuil de force.

Ces résultats sont valables pour les cinq sujets examinés. On remarque que la valeur du seuil de force (F_0) présente des variations interindividuelles ; les valeurs extrêmes étant respectivement égales à 20 et 35 Newtons. Si l'on effectue le rapport entre chacune des valeurs individuelles de ce seuil et la force maximale développée par chaque sujet (PERTUZON, 1972), on constate que ce rapport reste également différent selon les sujets (v. tableau V).

Sujets	F_0 (N)	F_M (N)	F_0/F_M p.100
JD ♂	25	2074	1,2
JCC ♂	29	1852	1,6
FB ♂	35	1693	2
FG ♂	27	1314	2,1
FL ♂	30	1716	1,7

Tableau V

V - DISCUSSION

Pour autant que nos résultats permettent d'en juger, nous sommes ici en présence de deux modalités différentes de freinage. En effet, si la force agoniste développée est inférieure à un seuil F_0 ($20 \text{ N} \leq F_0 \leq 35 \text{ N}$) la contraction de l'antagoniste n'est pas nécessaire pour limiter l'amplitude des mouvements, alors que l'arrêt du mouvement est effectué avec précision. L'erreur d'ajustement du même ordre de grandeur que celle observée pour les mouvements plus rapides, est toujours inférieure à 4 p.100 - la sur- ou sous-estimation de la position de la cible étant exprimée en p.100 de l'excursion

angulaire totale imposée aux sujets.

Avant de poser le problème concernant la nature du seuil évoquant l'activité freinatrice antagoniste, il nous semble nécessaire de s'assurer que le muscle antagoniste ne présentant aucune activité EMG est effectivement au "repos".

1 - Activité contractile du muscle et tension musculaire de "repos"

Il est essentiel d'examiner dans quelle mesure les muscles ne présentant pas d'activité myoélectrique sont effectivement au repos.

Depuis qu'ADRIAN et BRONK (1929) ont constaté, au moyen d'aiguilles coaxiales un silence électrique des unités motrices d'un muscle in situ et au repos, de nombreux auteurs ont attribué la faible tension transmise aux insertions tendineuses aux seules forces passives ayant pour origine l'élasticité des tissus musculaires et tendineux. Comme l'a montré PERSON (1963), les mêmes constatations peuvent être faites en se référant à l'électromyogramme de surface.

Cependant, FICK (1911) considérait que le muscle ne peut être relâché que dans le cas d'une totale dénervation. Mais, il semble bien que cette condition ne soit pas indispensable si l'on en croit les résultats de LONG et coll. (1964) selon lesquels la tension de repos des muscles de la main n'est pas modifiée par blocage du nerf radial. Une constatation semblable avait été effectuée par FOLEY (1961) sur les muscles de la jambe. En effet, ce dernier ne constate aucune différence significative des "coefficients d'extensibilité" de ces muscles avant et après blocage du nerf sciatique par injection de procaine.

Dans une étude où il s'est efforcé d'augmenter considérablement le rapport signal EMG/bruit, GÖPFERT (1952) a pu mettre en évidence, sur le muscle "au repos" des variations de potentiel dont l'amplitude, crête à crête, est comprise entre 6 et 20 μ V. Il interprète cette activité comme une manifestation du tonus musculaire. JOSEPH et coll. (1955), partant d'observations identiques, suggèrent que les potentiels supérieurs à 10 μ V et ayant une fréquence moyenne de 10 Hz, sont dus à la mise en jeu de quelques unités motrices du muscle incom-

plètement relâché. Quant aux potentiels dont l'amplitude est comprise entre 5 et 10 μV , c'est-à-dire supérieure au bruit de fond (2 μV), ils ne seraient pas caractéristiques d'une activité contractile d'unités motrices et leur origine est controversée (BUCHTHAL et ROSENFALCK, 1966). Il convient également de noter que, pour des angles de l'articulation du coude compris entre 30 et 120 degrés, BOTTOMLEY et coll. (1963) n'ont observé, sur les muscles "au repos" que des potentiels dont l'amplitude est inférieure à 10 μV . Nous avons considéré, compte tenu de ces observations et en accord avec JOSEPH et coll. que les muscles croisant l'articulation du coude sont effectivement relâchés si les tracés électromyographiques de surface ont une amplitude inférieure ou égale à 10 μV . En se basant sur ce critère, nous pouvons donc être assuré que si le niveau des EMG du triceps est inférieur à 10 μV , ce muscle est effectivement au "repos". C'est ce que nous avons généralement constaté sur les enregistrements dont la force agoniste (F) n'excède pas le seuil critique (F_0) défini précédemment.

2 - Nature du seuil et forces d'origine passive

Les résultats obtenus confirment que la valeur maximale de la force agoniste (F) rapportée au biceps brachii est une grandeur biomécanique permettant de délimiter précisément le passage entre deux mécanismes différents de freinage. Il n'est pas indifférent d'une part de constater que dans l'expression mathématique de F interviennent à la fois l'inertie et l'accélération et d'autre part de rappeler que les valeurs des maxima de vitesse et d'accélération, atteints au cours du mouvement sont étroitement liés et indépendants de I (GOUBEL, 1967 ; BOUISSET et LESTIENNE, 1974). Ces deux éléments sont donc compatibles avec le fait que la vitesse ne saurait à elle seule rendre compte de l'existence d'un seuil à partir duquel peuvent être définis deux mécanismes différents de freinage. Cependant, on ne peut passer sous silence l'intérêt que présente ici, une référence à la force mise en jeu par les agonistes alors que l'on aurait pu choisir le travail mécanique (W) dans l'expression duquel interviennent également l'inertie et la vitesse ($W = 1/2 IV^2$). Nous avons préféré utiliser la référence force : outre le fait que F peut être directement mesuré sur les enregistrements, nous avons été amenés à penser que cette définition du seuil

en terme de force était la mieux adaptée pour appréhender le mécanisme de freinage mis en jeu en absence d'activité EMG antagoniste. En effet, l'arrêt de ces mouvements ne peut être assuré que par l'association de deux mécanismes : i) la cessation de l'activité des muscles agonistes, ii) la mise en jeu d'un couple moteur résistant antagoniste. Si en fonction des différents arguments développés au paragraphe précédent, on est en mesure de rejeter l'hypothèse d'une éventuelle commande antagoniste, le couple moteur résistant antagoniste ne peut être développé qu'à partir des forces musculaires passives dont le niveau doit être compatible avec la valeur du seuil déterminée précédemment. L'expression du seuil en terme de force se trouve ainsi justifiée.

L'évaluation de ces forces permettraient donc de répondre à la question concernant la répercussion éventuelle de ces forces passives sur l'élaboration d'un programme moteur agoniste-antagoniste.

A ce propos, notons que WAGNER (1925) avait insisté sur le fait que la connaissance des propriétés visco-élastiques du muscle in situ présenterait un intérêt certain pour l'analyse des mécanismes de la coordination musculaire. Il est en effet admis que la contribution des forces visco-élastiques au cours du mouvement, n'est pas négligeable (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 ; LONG et coll., 1964). Il a été précisé récemment (LESTIENNE, 1972) comment ces forces permettraient d'assurer un freinage efficace au cours de mouvements volontaires unidirectionnels. On peut également souligner ici que les propriétés rhéologiques (élasticité, viscosité, friction, ...) des muscles seraient d'une façon plus générale susceptibles d'augmenter le gain en précision des ajustements du dispositif de commande de chacune des différentes phases d'exécution d'un mouvement complexe et rapide (GRILLNER, 1972) et de moduler, au cours du mouvement volontaire, la commande pyramidale comme l'a récemment suggéré HOUK (1972).

C - MESURE DES FORCES PASSIVES EVOQUEES
AU COURS DE MOUVEMENTS DE ROTATION
DE L'AVANT-BRAS SUR LE BRAS

Comme nous venons de le préciser, la connaissance de la résultante de toutes les forces passives qui s'opposent à la rotation de l'articulation du coude, présente un intérêt essentiel pour l'analyse du programme moteur agoniste-antagoniste qui sous-tend l'exécution des mouvements dont la vitesse n'excède pas 10 p.100 de la vitesse atteinte au cours de mouvements maximaux.

Dans la mesure où l'on n'attribue aux muscles au repos que des propriétés passives, caractérisées par des forces de faible niveau, la détermination in situ des forces passives liées à la visco-élasticité musculaire et aux frottements musculaire et articulaire, rencontre certaines difficultés techniques. En effet, s'il s'avère évidemment nécessaire de s'assurer que les muscles sont totalement relâchés, c'est-à-dire inactivés, il faut, de façon plus générale, définir une technique à la fois sensible et fiable permettant la mesure des forces mises en jeu. En outre, si les techniques généralement utilisées consistent à provoquer des étirements passifs, sous l'effet de la pesanteur (SMITH et coll., 1930) ou par un dispositif mécanique annexe (FENN et GARVEY, 1934 ; BOON et coll., 1972), nous ne devons pas négliger le fait que des structures visco-élastiques prises en compte puissent différer, suivant la vitesse d'étirement du muscle (WILKIE, 1950 ; LONG et coll., 1964 ; GOUBEL et coll., 1971 ; BOON et coll., 1973).

Compte tenu des précédentes remarques et étant donné que le niveau des forces mises en jeu est très faible, généralement inférieur à 2 p.100 de la valeur maximale atteinte (v. tableau V), il apparaît nécessaire de déterminer, in situ, et en fonction de la vitesse de rotation de l'articulation du coude, la résultante de toutes ces forces passives, d'origine musculaire et articulaire, tout en tenant compte des pertes de charge des pièces mobiles du dispositif mécanique, bien qu'elles soient très réduites (v. Techniques).

Nous avons tenté de satisfaire à ces exigences en utilisant une technique des mouvements passifs semblable à celle proposée par FENN et GARVEY (1934) pour l'articulation du genou, à celle de LONG et coll. (1964) pour l'articulation de la main et à celle de PERTUZON et LESTIENNE (1973) et LESTIENNE et PERTUZON (1973) pour l'articulation du coude. La technique consiste, pour l'essentiel, à entraîner passivement et sous contrôle électromyographique, l'avant-bras au moyen de couples moteurs externes dont les valeurs sont telles que la vitesse et l'amplitude du mouvement de rotation du coude soient identiques à celles définies au cours des mouvements volontaires pour lesquels aucune activité EMG antagoniste ne se manifeste (v. fig. 22).

I - METHODES

1 - Principe de calcul

On applique le théorème du moment cinétique au système composé d'une masse M qui agit, par l'intermédiaire d'une poulie de rayon d sur un ensemble d'inertie I en rotation autour de l'axe de la poulie.

Soient :

g , l'accélération de la pesanteur ; Θ'' , l'accélération angulaire de l'inertie I ; I , l'inertie de l'avant-bras et du dispositif mécanique qui le supporte ; M_b , le moment du couple représentant les effets des forces élastiques, visqueuses et de friction s'exerçant au niveau des fléchisseurs, des extenseurs, de l'articulation du coude et du dispositif mécanique.

Dans ces conditions, on peut écrire :

$$I\Theta'' = Mgd - (M\Theta''d)d - M_b$$

c'est-à-dire : $M_b = Mgd - \Theta''(I + Md^2)$ (1)

Soient, par ailleurs :

Θ , la position angulaire de l'articulation du coude par rapport à sa position de complète extension ; a et b , sont les distan-

ces respectives, par rapport à l'axe de rotation du coude, du point d'insertion du biceps sur le radius et sur l'omoplate (Fig. 9).

On peut alors transformer le couple \mathcal{M} en une force F rapportée au biceps brachii, (v. Techniques, p.37).

Si x est la distance orthogonale de l'axe de rotation du coude à la direction AB du biceps, on peut écrire :

$$\mathcal{M} = Fx = \frac{F ab \sin \Theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}}$$

En remplaçant \mathcal{M} par sa valeur déterminée par l'équation 1, il vient :

$$F = Mgd - \Theta'' (I + Md^2) \frac{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}}{ab \sin \Theta} \quad (2)$$

Cette force F est égale à la somme des forces liées : i) à l'élasticité (F_e) et à la viscosité (F_v) des groupes musculaires agonistes et antagoniste ; ii) au frottement d'origine articulaire (F_f) ; iii) au frottement (F_F) dû aux pertes de charges du dispositif mécanique.

On peut donc écrire que :

$$F = F_e + F_v + F_f + F_F \quad (3)$$

2 - Technique

Le dispositif ergométrique utilisé est semblable à celui qui a été décrit au chapitre technique (p.23).

Les sujets sont assis sur un siège contre le dossier duquel on immobilise le tronc et les épaules. Le bras et l'avant-bras sont dans un même plan horizontal. L'avant-bras est fixé dans une attelle mobile autour d'un axe vertical, confondu avec celui du coude. Au moyen de poids en fonte de masse M connue, on applique des couples à une poulie, de rayon $d = 0,1$ m, solidaire de l'axe vertical.

Ces couples permettent d'entraîner l'équipage mobile et l'avant-bras en flexion. On détecte le déplacement angulaire (Θ) qui, par différentiation, fournit la vitesse angulaire (Θ'). L'accélération tangentielle (Θ'') est également mesurée. A partir des valeurs instantanées de Θ et Θ'' , on obtient au moyen d'un calculateur analogique la résultante des forces passives (F) qui sont rapportées au biceps brachii.

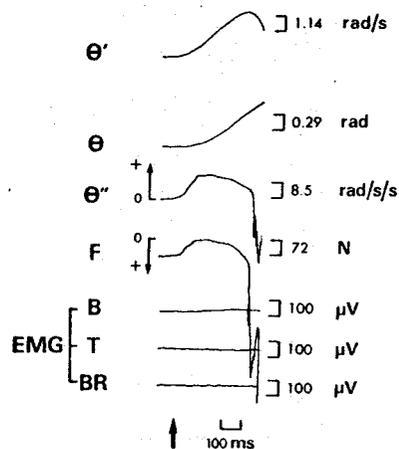
3 - Protocole

Cinq sujets ont été examinés. L'attention du sujet est attirée sur la nécessité d'un relâchement musculaire aussi complet que possible. Un contrôle électromyographique du biceps brachii, du triceps et du brachioradialis est effectué avant et au cours du mouvement. Les EMG sont détectés au moyen d'électrodes de surface, puis amplifiés par un amplificateur de gain élevé (10 000). L'angle de départ, compté à partir de l'extension complète du coude, est de 60 degrés. L'amplitude du mouvement est limitée à 60 degrés. Dans chaque condition de couple, trois mouvements sont effectués.

II - RESULTATS

La figure 23 montre l'enregistrement d'un mouvement. Avant le déclenchement du mouvement, Θ'' est nul et F est maximum, comme on peut le prévoir à partir de l'équation (2). Au moment où l'on déclenche le mouvement, Θ'' se porte à une valeur maximum, ce qui entraîne, de par l'équation (2), une diminution de la force F qui tend vers zéro. Ensuite, consécutivement à la variation de Θ , la mise en jeu des forces passives entraîne la variation de la force F.

Sur l'examen des tracés électromyographiques du biceps brachii, du brachioradialis et du triceps, on élimine parmi les trois mouvements exécutés dans chaque condition de couple, celui ou ceux qui présente(nt) une activité EMG supérieure à 10 μ V.



- Figure 23 -

Enregistrement d'un mouvement passif de l'articulation du coude.

Ce mouvement est entraîné par un couple de 3.9 Nm.

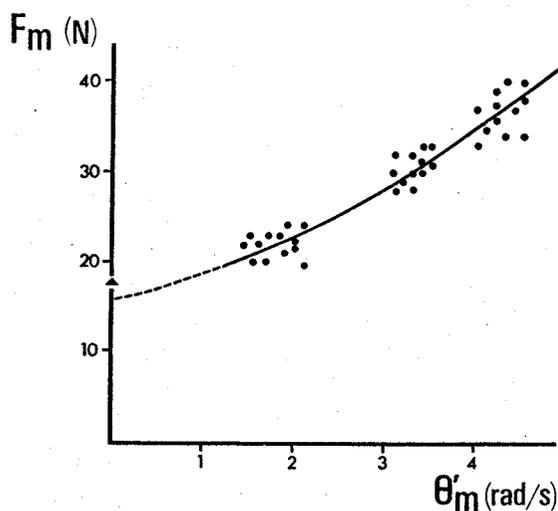
De haut en bas : vitesse angulaire (θ'), déplacement angulaire (θ), accélération angulaire (θ''), forces passives rapportées au biceps brachii (F), électromyogramme de surface (EMG) du biceps brachii (B), du triceps (T) et du brachioradialis (BR).

La flèche indique le déclenchement du mouvement.

Les tracés de force (F) et de vitesse angulaire (θ') enregistrés également sur bande magnétique, sont examinés sur table traçante. Pour chaque sujet et pour chacune des trois conditions de couple, ont été relevées les amplitudes respectives de la force (F) et de la vitesse angulaire (θ') correspondantes à une excursion angulaire de 60 degrés. Sur le graphique de la figure 24, nous avons reporté en fonction de la valeur maximum de la vitesse de rotation (θ'_m) atteinte au cours du mouvement, la valeur correspondante des forces passives (F_m) qui s'opposent au mouvement. Nous avons ainsi un diagramme force-vitesse qui permet de déterminer le niveau des forces passives mises en jeu au cours du mouvement de rotation du coude, de 60 degrés, en fonction de la vitesse

rotation de cette articulation. Ce diagramme est valable pour les mouvements de flexion dont l'angle de départ est situé à 60 degrés de la position d'extension complète du coude. N'ayant pu considérer que trois conditions de couples, les points expérimentaux sont de ce fait regroupés dans trois zones distinctes. Cependant, sur cet ensemble de 36 points, on peut établir l'existence d'une relation de la forme $y = ab^x$ entre le niveau de ces forces passives et la vitesse de rotation de l'articulation du coude.

Nous avons fait figurer sur l'axe des ordonnées la valeur(▲) de la force (F_e) calculée à partir du coefficient d'élasticité ($C = 7 \cdot 10^{-3} \text{ N/m}$) mesuré sur le muscle inactivé (LESTIENNE et PERTUZON, 1973). Cette force théorique, correspondant à un étirement effectué à "vitesse nulle" serait égale aux forces de rappel élastique susceptibles de ramener à sa position de départ, l'avant bras préalablement déplacé de 60° . On constate que la valeur de F_e (17.N) est proche de celle obtenue par extrapolation de la courbe expérimentale.



- Figure 24 -

Relation entre le niveau des forces passives (F_m) mises en jeu au cours du mouvement de rotation de l'articulation du coude et la vitesse angulaire (θ'_m).

(V. explications dans le texte).

III - DISCUSSION

1 - Validité de la méthode

En premier lieu, il est nécessaire de s'interroger sur la confiance que l'on peut accorder à nos résultats. En effet, ces derniers présentent une relative dispersion imputable au fait que les variations d'accélération ou de force mesurées sont faibles et toujours inférieures à 2 p.100 des valeurs maximales atteintes au cours du mouvement volontaire. Il est théoriquement possible d'augmenter la sensibilité des accéléromètres mais cela peut entraîner la détection d'oscillations parasites consécutives au déplacement de l'équipage mobile. C'est pourquoi, nous avons été amenés à trouver un compromis dans le choix de la sensibilité de nos accéléromètres de telle façon que le rapport entre l'amplitude des variations d'accélérations inhérentes aux forces passives et celle des oscillations parasites, soit le plus faible possible. Compte-tenu de ces limitations techniques et du faible niveau des forces passives qui sont développées, il apparaît peu probable que cette méthode de mesure puisse être améliorée.

En second lieu, il est essentiel d'examiner dans quelle mesure ces muscles ne présentent pas d'activité myoélectrique. En d'autres termes, il s'agit de s'assurer que les forces musculaires mesurées résultent uniquement de l'effet passif des propriétés visco-élastiques du muscle, c'est-à-dire de la tension musculaire de repos. Ce problème est totalement analogue à celui que nous avons soulevé à propos de " l'activité contractile du muscle et de la tension musculaire de repos " (v. p. 75). Rappelons que nous avons alors admis, en accord avec JOSEPH et coll. (1955) que les muscles croisant l'articulation du coude sont effectivement relâchés si l'amplitude des tracés EMG est égale ou inférieure à 10 μ V. Le mode de dérivation et le champ de détection des potentiels musculaires étaient par ailleurs identiques. C'est pourquoi, tous les mouvements pour lesquels l'amplitude des EMG était supérieure à cette valeur ont été éliminés.

2 - Influence de la vitesse sur le niveau des forces passives

La relation $F_m f(\Theta'_m)$ (Fig. 24) montre que la variation des forces passives en fonction de la vitesse angulaire n'est pas négligeable. Comme on peut également le constater sur la figure 24 l'évaluation des forces passives à partir du coefficient d'élasticité mesuré au niveau des groupes musculaires agoniste et antagoniste croisant l'articulation du coude (LESTIENNE et PERTUZON, 1973) indique que les forces passives mises en jeu sont égales à 17 N. Ceci laisse supposer que la seule considération des forces élastiques de rappel du muscle étiré n'est pas nécessairement valable. Ces remarques ne sont pas indépendantes de celle que l'on peut faire à propos des diagrammes "strain-stress" (BOON et coll., 1973) obtenus sur le muscle au repos, soumis à des étirements passifs, effectués à des vitesses élevées. En effet, nous avons pu constater que pour des vitesses de l'ordre de 50 p.100 de la vitesse maximale de raccourcissement du muscle, la compliance du biceps brachii est de 2.10^{-4} m/N, alors qu'elle est de 5.10^{-4} m/N lorsque la vitesse est cinq fois plus faible. La valeur de ce coefficient caractérisant l'élasticité musculaire, est donc dépendant de la vitesse, c'est-à-dire de l'amortissement visqueux. Cette impédance mécanique pourrait trouver son origine dans les structures contractiles non activées qui se comporteraient comme des structures élastiques de compliance élevée et très amorties (BOZLER, 1957 ; LONG et coll., 1964).

Cependant, cette éventuelle sollicitation des structures contractiles est limitée du fait que les vitesses atteintes, au cours de ces mouvements ne présentant pas d'activité antagoniste, sont inférieures à 10 p.100 de la vitesse maximale. C'est pourquoi, les forces de frottement consécutives aux pertes de charge de l'articulation du coude et du dispositif mécanique ne doivent pas non plus être négligées. Par notre méthode de détermination des forces passives, il est ainsi tenu compte de la somme de toutes ces forces sans qu'il soit réellement possible de localiser leur origine.

En conclusion, il apparaît que les forces passives qui se manifestent au cours du mouvement de rotation du coude représentent environ 2 p.100 de la force maximale susceptible d'être développée. Ces forces, malgré leur faible niveau sont à elles seules suffisantes pour intervenir efficacement dans un processus de freinage effectué en absence de contrôle nerveux antagoniste pour autant que les forces agonistes développées soient inférieures à un seuil (F_0). Mais ce seuil de force limite nécessairement, pour une inertie donnée, la vitesse d'exécution du mouvement. L'existence de ce seuil nous amène à constater que l'accroissement des forces passives, consécutif à l'augmentation de la vitesse de rotation de l'articulation, est relativement faible en comparaison des forces agonistes mises en jeu pour atteindre des vitesses plus élevées (LESTIENNE et BOUISSET, 1972).

D - PROGRAMME MOTEUR ET IMPEDANCE MECANIQUE ANTAGONISTE

Nous avons pu mettre en évidence la simplicité du programme moteur qui sous-tend l'exécution de ces mouvements et qui se caractérise par l'Absence de toute Commande ANTAGONISTE. On peut alors se demander si ce type de programme moteur que nous dénommerons programme-moteur ACANT peut se retrouver dans d'autres cas et en particulier lorsque la "raideur" ou l'impédance mécanique des muscles antagonistes résulte non seulement des forces d'origine passive mais également des forces contractiles de type tonique (GRILLNER, 1972 ; PARTRIDGE, 1967 ; POMPEIANO, 1960) et non phasique comme dans le cas de l'enregistrement de la figure 19. Aussi convient-il de confronter ces résultats à ceux figurant dans la littérature.

I - PROGRAMME MOTEUR ACANT ET IMPEDANCE MECANIQUE D'ORIGINE PASSIVE

On se réfèrera d'abord à WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) qui seuls ont étudié systématiquement des mouvements unidirectionnels de flexion et d'extension du coude, dans des conditions expérimentales semblables à celles adoptées pour nos mouvements. Il s'agit en effet de mouvements exécutés dans un plan horizontal, continûment et sans contrainte, du moins dans le cas du non-raidisement musculaire qu'ils ont, entre autres, considéré. Par contre, contrairement à nos conditions expérimentales, l'amplitude du déplacement n'était pas limitée et une seule inertie était considérée, à savoir celle du système mécanique.

Décrivant l'allure des EMG du biceps et du triceps, dérivés par électrodes-fils, WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b) discernent entre les mouvements lents, moyennement rapides et très rapides, la rapidité du mouvement étant considérée comme le facteur de variation primordial. D'après ces auteurs, les mouvements lents se caractériseraient par

l'activité exclusive de l'agoniste (v. fig. 2) alors que dans le domaine des vitesses plus élevées, les mouvements présenteraient une activité alternée des agonistes et des antagonistes.

Ces résultats sont également similaires à ceux obtenus par LESTIENNE et BOUISSET (1972, 1973) bien que l'amplitude des mouvements fût réduite - 40 degrés -, l'exigence de précision, il est vrai, n'étant pas présentée comme primordiale. Il est donc intéressant de constater que ce type de programme moteur qui sous-tend le mouvement primaire se retrouve indépendamment de l'amplitude. De plus, il est assez remarquable que la précision imposée au sujet n'altère en rien les caractéristiques de ce programme. En effet, nous n'avons constaté en fin de flexion aucun mouvement d'ajustement autour de la position finale fixée.

Enfin et dès à présent, signalons que le programme moteur ACANT se retrouve également pour des mouvements identiques à ceux que nous avons étudiés, mais effectués en absence de contrôle visuel (LESTIENNE et DO MANH CUONG, 1974). Ces résultats semblent accréditer l'idée que les paramètres de ce programme moteur soient effectivement définis en fonction des seules propriétés biomécaniques du mouvement - visco-élasticité, frottement et inertie - indépendamment de l'information d'origine visuelle (v. Chapitre IV).

En fonction des remarques précédentes nous sommes amenés à penser que ces mouvements lents dépendent d'une commande nerveuse centrale capable d'élaborer un programme moteur agoniste basé sur l'existence d'un équilibre dynamique entre les forces contractiles agonistes et les forces passives antagonistes. Ce programme moteur ACANT est essentiellement caractérisé par le niveau et la date de cessation de l'activité contractile agoniste. Il peut être modulé en fonction de l'impédance mécanique musculaire liée aux forces d'inertie et aux modifications d'origine rhéologiques consécutives à la vitesse et à l'amplitude du mouvement.

II - PROGRAMME MOTEUR ACANT ET IMPEDANCE MECANIQUE D'ORIGINE TONIQUE

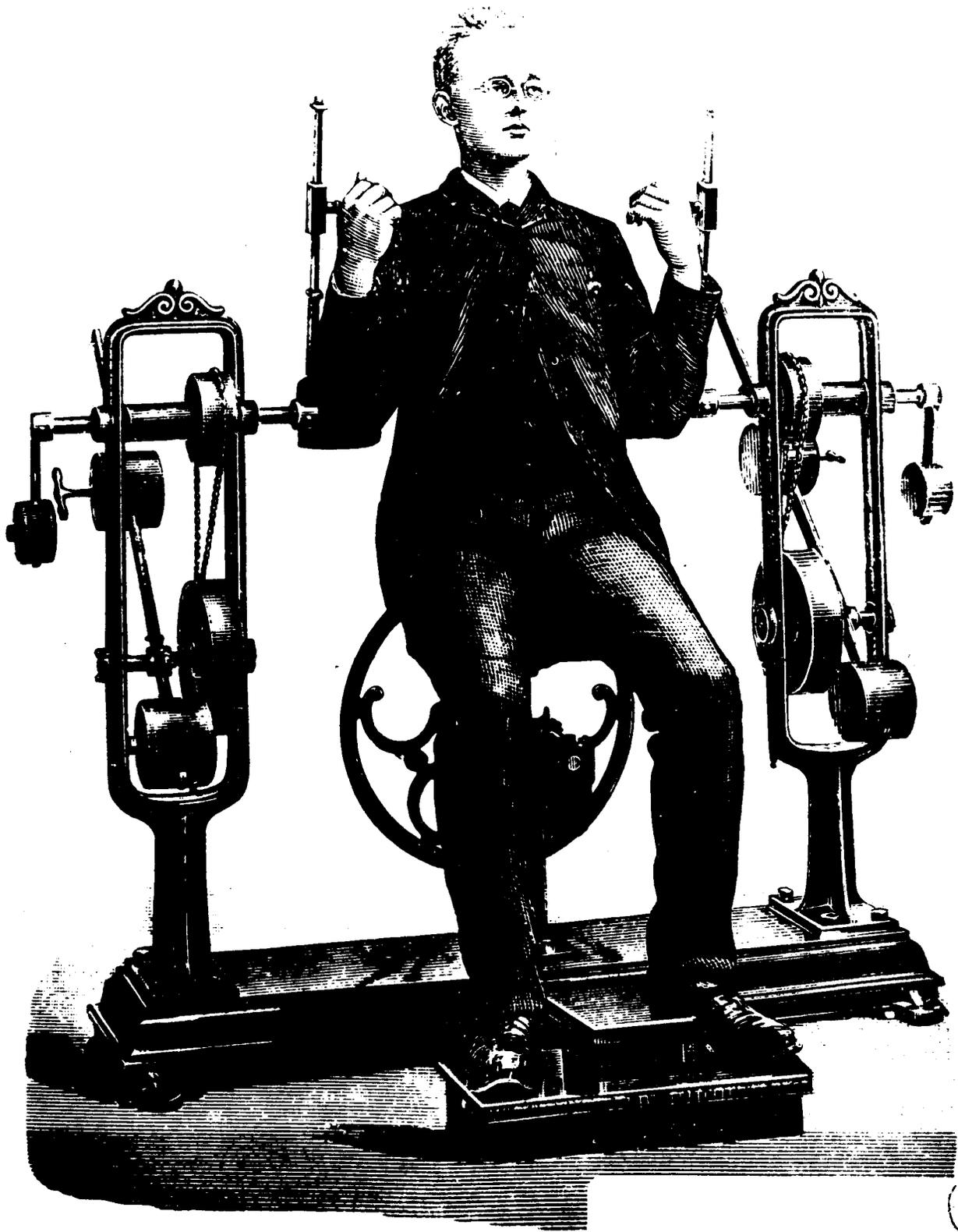
Il faut noter que les mouvements lents décrits par LESTIENNE et BOUISSET (1971, 1973) pouvaient présenter une activité agoniste persistante pendant la totalité du mouvement primaire ; le mouvement s'interrompant au moment où l'activité agoniste cesse. La raison de cette activité continue de l'agoniste pourrait s'expliquer par un raidissement des muscles antagonistes (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926) qui se manifeste par de petites bouffées d'activité. Les forces contractiles, mises en jeu au cours de ce raidissement consécutif à la très faible amplitude des mouvements, s'ajoutent aux forces passives et augmentent ainsi le niveau des forces antagonistes qui ne peuvent alors être équilibrées à chaque instant que par une activité soutenue de l'agoniste.

Cette remarque présente un intérêt non négligeable quant au caractère de généralité de ce programme moteur ACANT. En effet, nous avons montré que les forces purement passives sont très faibles par rapport aux forces contractiles agonistes nécessaires à la mobilisation rapide des segments corporels. Ce programme moteur serait de ce fait limité strictement aux mouvements lents. Cependant, la tension musculaire antagoniste pourrait varier dans des proportions très importantes grâce au couplage entre l'étirement passif de l'antagoniste, consécutif à la rotation du coude, et les forces contractiles développées par ce même muscle au cours d'une contraction continue de type tonique (RACK et WESTBURY, 1969), ce mécanisme étant connu sous le nom de "pseudo-Stretch Reflexe" (GRANT, 1962). Cette augmentation de l'impédance mécanique antagoniste qui n'est pas la conséquence d'une contraction volontaire (STEIN, 1974) permettrait donc l'élaboration d'un programme moteur uniquement agoniste identique à celui que nous avons proposé mais offrant la possibilité d'atteindre des vitesses beaucoup plus élevées.

A l'appui de cette thèse, il est intéressant de constater qu'un certain nombre de travaux récents (RACK, 1970 ; GRILLNER, 1972) incitent à considérer le rôle important que peut jouer, dans l'élaboration d'un programme moteur, la variation d'impédance mécanique consécutive à la mobilisation rapide des membres.

En s'appuyant sur : i) l'existence d'un retard, évalué à 20 ms, entre le changement de fréquence des décharges des unités motrices et la variation de tension qui en résulte, ii) la mise en jeu d'un délai de 30 ms consécutif à la variation de fréquence des décharges des unités motrices induite par voie réflexe, il ressort qu'un changement de tension musculaire d'origine réflexe, introduit nécessairement un délai d'environ 50 ms. Aussi, sachant notamment que la durée de chacune des différentes séquences du galop chez le chat n'excède pas 31 ms (GOSLOW et STUART, 1972), GRILLNER pense que les mécanismes réflexes ne peuvent pas assurer le contrôle efficace du déroulement de chaque phase d'un mouvement rapide et complexe. Ces résultats, selon GRILLNER, imposent l'idée que la variation de raideur musculaire jouerait le rôle d'un adaptateur d'impédance mécanique permettant le contrôle du déroulement de chacune des phases du mouvement. Par contre, le contrôle du rythme des différentes séquences du mouvement serait sous la dépendance d'une commande de type intermittent. Ainsi, l'extrapolation de ces données nous permet de considérer que chaque séquence du mouvement pourrait être sous la dépendance d'un système de commande intermittente dont la structure serait comparable à celle d'un programme moteur de type ACANT, le freinage étant assuré uniquement par la variation d'impédance mécanique antagoniste.

...CHAPITRE III...



Ergomètre (XIXe Siècle)



ARRET DU MOUVEMENT ET PROGRAMME MOTEUR
-:-:-:-:-
ANTAGONISTE
-:-:-:-:-

A - <u>METHODE ET PROTOCOLE</u>	94
I - METHODE	94
1 - Procédure	
2 - Définition des différentes situations expérimentales	
3 - Limites de la méthode	
II - PROTOCOLE	97
B - <u>RESULTATS</u>	99
I - EXAMEN DES TRACES ELECTROMYOGRAPHIQUES ET CINEMATIQUES	99
1 - Mouvements d'extension passive imposant aux fléchisseurs un ou deux palier(s) de vitesse d'étirement	
a - variables cinématiques	
b - électromyogrammes	
2 - Mouvements d'extension passive imposant aux fléchisseurs une rampe de vitesse d'étirement	
a - variables cinématiques	
b - électromyogrammes	
II - ETUDE QUANTITATIVE DU FREINAGE	105
1 - Examen des enregistrements paramétriques	
a - examen des relations EMG-B $f(L_B)$ et EMG-BR $f(L_{BR})$	
b - examen des relations EMG-B $f(L'_B)$	
2 - Evaluation de l'activité freinatrice exercée par le biceps et le brachioradialis	

C - <u>DISCUSSION</u>	117
I - ARRET DU MOUVEMENT ET RESEAU "DES CARACTERISTIQUES INVARIANTES" (FELDMAN, 1966)	118
1 - Epreuves statiques	
2 - Epreuves dynamiques	
3 - Conclusions	
II - PROCESSUS DE FREINAGE ET MESSAGE SENSORIEL	122
1 - Programme moteur et message sensoriel	
2 - Message sensoriel et détecteur d'écart	
III - IDENTITE DE L'INFORMATION	125
1 - Informations d'origine tendineuse	
2 - Informations d'origine fusoriale	
3 - Informations d'origine articulaire et tactile.	

Nous avons montré au chapitre précédent que la limitation volontaire de l'amplitude d'un mouvement ne nécessite aucun contrôle de la part des muscles antagonistes pour autant que les forces agonistes mises en jeu ne dépassent pas un seuil de tension dont la limite est définie par le niveau des forces passives qui s'opposent au mouvement. Dans ce cas, la commande du mouvement est sous la dépendance d'un programme moteur de type ACANT. Cependant, ce type de commande limite la vitesse d'exécution du mouvement. De ce fait, et bien que l'on puisse envisager que la structure du programme moteur ACANT soit adaptable au mouvement plus rapide par l'intermédiaire d'une régulation, d'origine tonique de l'impédance mécanique (v. p.89), nous avons constaté que le freinage peut dépendre d'une activité phasique antagoniste (v. fig.19).

Dans le but d'appréhender les mécanismes de l'arrêt du mouvement consécutifs à cette activité phasique antagoniste, il nous a semblé intéressant de nous placer dans une situation expérimentale telle que seule l'activité freinatrice phasique soit évoquée. Pour répondre à cette nécessité, nous avons étudié des mouvements imposés d'extension du coude, limités volontairement en amplitude ; les fléchisseurs jouant alors le rôle d'antagonistes. Afin de s'affranchir d'un éventuel contrôle par un "feedback" visuel, les sujets sont placés en situation aveugle.

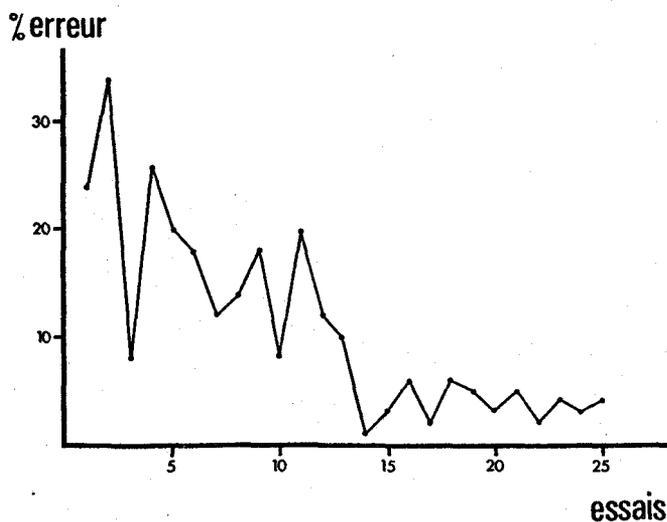
A - METHODE ET PROTOCOLE

I - METHODE

1 - Procédure

L'activité freinatrice exercée par le groupe des fléchisseurs du coude a été étudiée sur des mouvements imposés d'extension du coude (v. Technique, p.24). Ces mouvements sont limités volontairement en amplitude par les sujets placés en situation aveugle. L'épreuve consiste à immobiliser le plus précisément possible l'avant-bras à une position angulaire fixée par l'expérimentateur. Avant chaque examen, il est demandé au sujet de se porter à un degré de relaxation musculaire aussi complet que possible. La position angulaire finale est fixée à 45 degrés de la position d'extension complète. Les angles de départ peuvent varier au cours de l'examen : ils sont compris entre 120 et 90 degrés.

Le repérage aveugle de la position angulaire finale, matérialisée par une cible, nécessite une période d'apprentissage relativement brève. On constate qu'en moyenne, 10 à 15 essais sont nécessaires pour que l'erreur de repérage commise soit minimale et stable (Fig.25).



- Figure 25 -

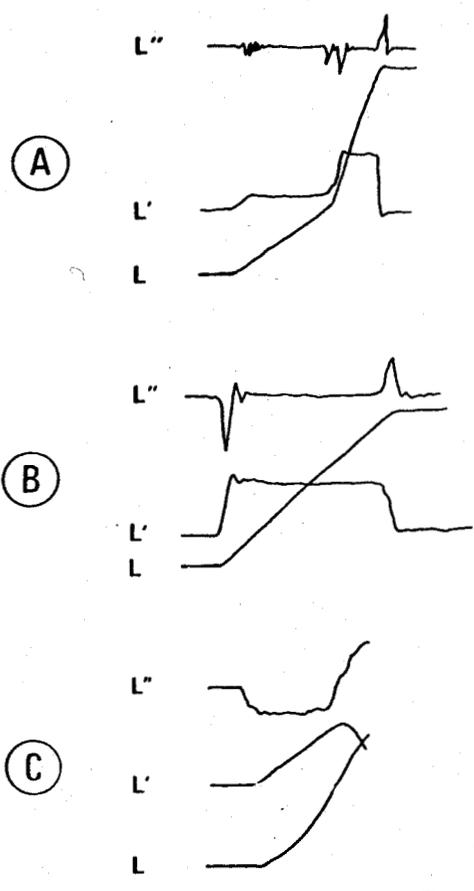
Erreurs de repérage aveugle de la position de l'avant-bras.

La sur- ou sous-estimation de la position de la cible est exprimée en p.100 de l'amplitude totale du mouvement.

Au cours de l'apprentissage, la sur- ou sous-estimation de la position finale est corrigée par l'expérimentateur qui amène l'avant-bras du sujet à la position angulaire demandée.

2 - Définition des différentes situations expérimentales

A partir de cette procédure, nous avons défini trois situations expérimentales (Fig.26) : pour chaque condition d'angle de départ, les muscles fléchisseurs du coude sont soumis à un étirement dont la vitesse peut présenter un des trois décours suivants :



- Figure 26 -

Evolution des variables cinématiques (L, L' et L'') du biceps soumis à des vitesses d'étirement caractérisées par : deux paliers successifs et différents (A), un seul palier (B), une rampe (C).

Le calibrage situé à droite, représente respectivement pour (A), (B) et (C) :

en abscisse : le temps $t = 0.500,$
 $1.250, 0.125$ secondes

en ordonnée : $L = 8, 12, 20 \cdot 10^{-3}$ m

$L' = 16, 26, 240$ m/s

$L'' = 30, 28, 200$ m/s/s

- deux paliers successifs et différents (situation expérimentale A)
- un seul palier (situation expérimentale B)
- une rampe (situation expérimentale C),

L'amplitude du ou des paliers ainsi que la pente de la rampe pouvant varier d'un mouvement à l'autre.

Le dispositif de régulation et de contrôle de vitesse d'étirement décrit p. 35 permet d'effectuer des étirements répondant aux deux premières situations (Fig. 26 A et B). Suivant la pression du fluide qui s'exerce au niveau du vérin hydraulique, nous avons pu obtenir, pour un couple moteur de 30 N.m, une gamme de paliers de vitesse dont l'amplitude est comprise entre $10 \cdot 10^{-3}$ m/s et $30 \cdot 10^{-3}$ m/s pour le biceps. En réglant l'ouverture de la valve du circuit hydraulique, l'expérimentateur peut faire varier, au cours du même mouvement, la pression du fluide. L'augmentation ou la diminution de pression conditionne l'apparition de paliers de vitesse d'étirement, d'amplitude différente.

Pour obtenir des vitesses d'étirement en forme de rampe, on applique au dispositif de reproduction du mouvement, un couple moteur constant. Consécutivement, à la rotation du système mobile, désolidarisé du régulateur de vitesse, les fléchisseurs sont soumis à un étirement rectiligne uniformément varié qui se traduit par une accélération constante : la vitesse d'étirement varie donc linéairement en fonction du temps (Fig. 26). Un choix de couples moteurs de 6 à 30 N.m permet d'atteindre des maxima de vitesse d'étirement du biceps brachii de l'ordre de 100 à $250 \cdot 10^{-3}$ m/s.

3 - Limites de la méthode

Il faut signaler que nous avons été confrontés à un problème d'ordre technique qui est directement en relation avec le dispositif d'étirement passif des muscles croisant l'articulation du coude. En ce qui concerne les situations expérimentales A et B nous avons été amenés à réduire l'amplitude des paliers de vitesse du biceps brachii à $30 \cdot 10^{-3}$ m/s en raison du temps de réponse du vérin hydraulique. En effet, pour les vitesses les plus faibles, nous avons constaté que la stabilité du palier L' ne peut être atteinte qu'après

une période de 250 ms. L'amplitude du mouvement étant limitée, la durée de la période de vitesse constante est de ce fait considérablement réduite lorsque l'on s'adresse à des vitesses élevées. C'est en fonction de l'amplitude des mouvements que nous nous sommes fixés ce seuil supérieur de vitesse d'étirement. Par contre, nous avons dû faire face à un problème inverse en ce qui concerne la situation expérimentale C. Nous nous sommes limités à un seuil inférieur de vitesse d'étirement ($100 \cdot 10^{-3}$ m/s) étant donné qu'en dessous de cette valeur, les tracés de rampe de vitesse présentaient un certain nombre d'irrégularités incompatibles avec notre technique d'enregistrement paramétrique. Il s'avère donc que les gammes de vitesse maximale d'étirement atteintes au cours de paliers et de rampe ne sont pas du même ordre de grandeur.

II - PROTOCOLE

Cinq sujets ont été examinés (FB, JCC, JD, YM et GL), trois sont de sexe masculin et deux de sexe féminin (v. tableaux I et II). Si les trois premiers sujets sont accoutumés au dispositif expérimental, il n'en est pas de même pour les deux derniers. Cependant, quel que soit le sujet, il s'est avéré que le nombre d'essais nécessaire à l'accomplissement correct de la tâche et la précision de repérage aveugle de la position angulaire sont identiques. Ce fait atteste la simplicité de la tâche qui est totalement confondue avec le mouvement (BOUISSET et LESTIENNE, 1974). Il est à noter qu'il n'était pas possible pour certains sujets d'obtenir un relâchement musculaire suffisant au cours de la période qui précède l'activité freinatrice volontaire. Cette remarque est surtout valable lorsque la position angulaire de départ est à 120° . Dans ce cas, l'exploitation des enregistrements s'avérant délicate, nous avons systématiquement rejeté tout mouvement présentant ce caractère de non relaxation.

Pour chaque sujet, et pour chacune des trois situations expérimentales, trois positions angulaires de départ ont été considérées : à savoir 120, 105 et 90 degrés. Après la période d'apprentissage, les sujets subissent dix séries de trois mouvements. Chaque série, séparée par une période

de repos de une minute, correspond à trois étirements musculaires dont les paramètres de vitesse sont identiques. Ainsi, pour chaque situation expérimentale, dix vitesses différentes d'étirement ont été explorées. L'ordre de présentation des vitesses et des angles de départ est tel qu'il évite l'influence éventuelle de l'ordre de passation des épreuves.

B - RESULTATS

Pour chacune des trois situations expérimentales précédemment décrites, nous nous intéresserons d'abord à la description de l'allure des tracés électromyographiques (EMG) et des variables cinématiques musculaires (L, L' et L''). Au moyen d'enregistrements paramétriques, nous examinerons ensuite l'évolution de l'activité EMG des muscles antagonistes en fonction de leurs variables cinématiques. Cet examen permettra une évaluation quantitative des paramètres qui définissent le déclenchement du freinage du mouvement. Enfin, nous évaluerons les niveaux d'excitation du biceps et du brachioradialis en fonction de l'énergie cinétique mise en jeu au cours de ces étirements.

I - EXAMEN DES TRACES ELECTROMYOGRAPHIQUES ET CINEMATIQUES

1 - Mouvements d'extension passive imposant aux fléchisseurs un ou deux palier(s) de vitesse d'étirement

a - variables cinématiques

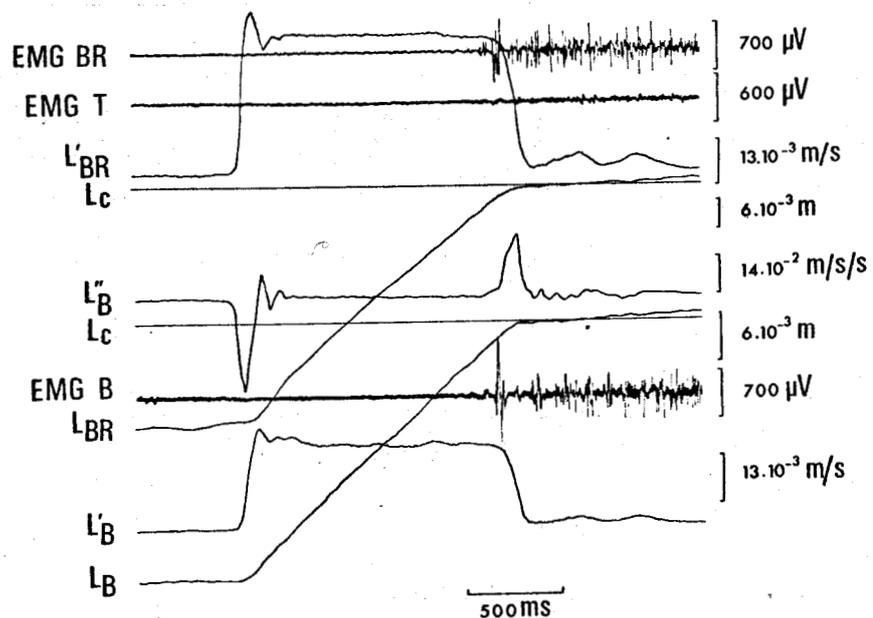
Comme le montre la figure 27, les deux tracés L_B et L_{BR} présentent, à la précision de nos mesures, un caractère de linéarité durant la phase correspondante au palier de vitesse d'étirement. En fonction du calibrage, situé à droite de l'enregistrement, on constate que la pente du tracé L_{BR} est beaucoup plus élevée que celle du tracé L_B . Le rapport des pentes (r_p) montre que la vitesse d'étirement du brachioradialis (L'_{BR}) est 1,7 fois plus élevée que celle du biceps brachii. Ce résultat s'explique en considérant la disposition anatomique de ces deux fléchisseurs. En effet, pour une même variation d'angle ($\Delta\theta$), les variations de longueur du biceps brachii et du brachioradialis dépendent des constantes a , b et a_1 et b_1 qui sont les distances respectives des points d'insertion de ces deux fléchisseurs par rapport à l'axe de rotation du coude. Connaissant la valeur de ces distances (Tableau I, p. 31) et sachant que les longueurs de ces deux muscles sont définies par les formules :



$$L_B = \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos \Theta}$$

$$\text{et } L_{BR} = \sqrt{a_1^2 + b_1^2 + 2a_1b_1 \cos \Theta}$$

Le calcul montre que, pour une variation d'angle comprise, ici entre 90 et 40 degrés, le rapport L_{BR}/L_B est égal à 1,66, soit, aux erreurs de mesure près, égal à r_p . En définitive, ces deux muscles, qui participent conjointement à l'activité freinatrice, présentent des variations de longueur absolue très différentes.



- Figure 27 -

Enregistrement d'un mouvement d'extension passive imposant aux fléchisseurs (B et BR) un palier de vitesse d'étirement.

De bas en haut : étirement (L_B) et vitesse d'étirement (L'_B) du biceps, étirement du brachioradialis (L_{BR}), activité EMG du biceps (EMG-B), repère de la position de la cible (L_c), accélération de l'étirement du biceps (L''_B), vitesse d'étirement du brachioradialis (L'_{BR}), EMG du triceps (EMG-T) et du brachioradialis (EMG-BR).

On peut observer, à partir des tracés L_B et L_{BR} et en se référant aux repères L_C , que l'erreur de repérage commise par le sujet est très faible. On constate sur cet enregistrement une très légère surestimation de la position angulaire finale, de l'ordre de 2 p.100 de l'excursion angulaire totale.

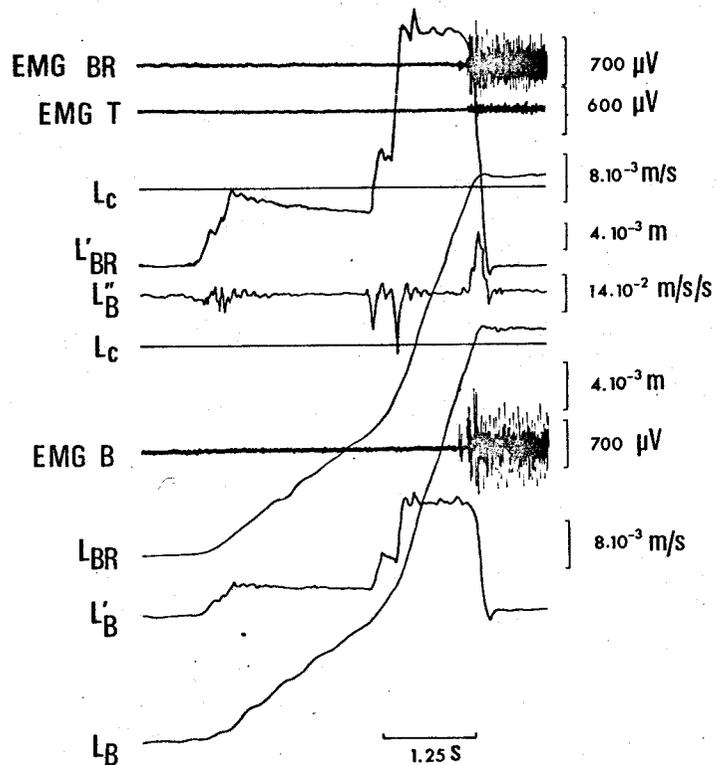
Les tracés vitesses L'_B et L'_{BR} présentent d'abord une phase transitoire de croissance d'une durée de 100 ms correspondant au déclenchement du mouvement. Après quelques oscillations dues aux phénomènes d'amortissement hydraulique, le tracé se stabilise et présente un plateau dont l'amplitude est constante et égale à $25 \cdot 10^{-3}$ m/s pour le biceps brachii et $42 \cdot 10^{-3}$ m/s pour le brachioradialis. Consécutivement à la mise en jeu d'une activité freinatrice, la vitesse décroît, s'annule et oscille très légèrement de part et d'autre de la ligne de zéro. Ces petites oscillations correspondent à l'effort de maintien de l'avant-bras toujours soumis à un couple moteur.

Le tracé d'accélération L''_B correspondant à l'étirement du biceps brachii présente deux variations rapides, contemporaines des phases de croissance et de décroissance de la vitesse d'étirement. La première onde correspond à l'accélération du système mobile et la seconde, de sens opposé à la décélération. Entre ces deux ondes et après une ou deux oscillations d'une durée de 100 ms environ, l'accélération est nulle.

Les caractéristiques des tracés cinématiques que nous venons de décrire confirment donc que les muscles antagonistes sont animés d'un mouvement rectiligne et uniforme au cours de la période définie par le palier de vitesse. Autrement dit, dans la limite de l'excursion angulaire étudiée, l'étirement du biceps brachii et du brachioradialis est une fonction linéaire du temps.

L'enregistrement de la figure 28 illustre le déroulement d'un mouvement d'extension passive lorsque le biceps brachii et le brachioradialis, sont soumis à deux paliers successifs et différents de vitesse d'étirement. Pour chaque palier, les caractéristiques des tracés cinématiques sont, pour l'essentiel, identiques à celles des tracés de l'enregistrement de la figure 27. Cependant, il faut constater la présence d'un plus grand nombre d'oscillations comme l'attestent les tracés accélérométriques L''_B . Ces oscillations sont consécutives

d'une part, à l'inertie du système hydraulique, et d'autre part, au temps de réponse à l'ouverture et à la fermeture de la valve commandant l'admission du fluide.



- Figure 28 -

Enregistrement d'un mouvement d'extension passive imposant aux fléchisseurs deux paliers successifs et différents de vitesse d'étirement.

La signification des symboles est identique à celle de la figure 27.

b - électromyogrammes

Comme on peut le remarquer sur les enregistrements de la figure 27 et de la figure 28, le biceps brachii et le brachioradialis, muscles antagonistes du mouvement d'extension, sont totalement silencieux pendant la durée du palier de vitesse. Il faut noter que le changement brusque de vitesse ne modifie en aucune façon le tracé EMG. A ce silence électrique succède une activité EMG simultanée du biceps brachii et du brachioradialis caractérisée par une bouffée de potentiels contemporaine de la phase de freinage. Cette activité phasique est suivie d'un très bref silence électrique auquel succède une activité EMG importante de type tonique dont l'amplitude reste sensiblement constante pendant le maintien de l'avant-bras à la position angulaire finale. Les amplitudes des potentiels crête à crête sont comprises entre 500 et 700 μV pour le biceps brachii et, pour le brachioradialis, entre 0.9 et 1 mV. Il faut remarquer que l'activité EMG des fléchisseurs précède d'environ 40 ms la phase de décroissance de la vitesse.

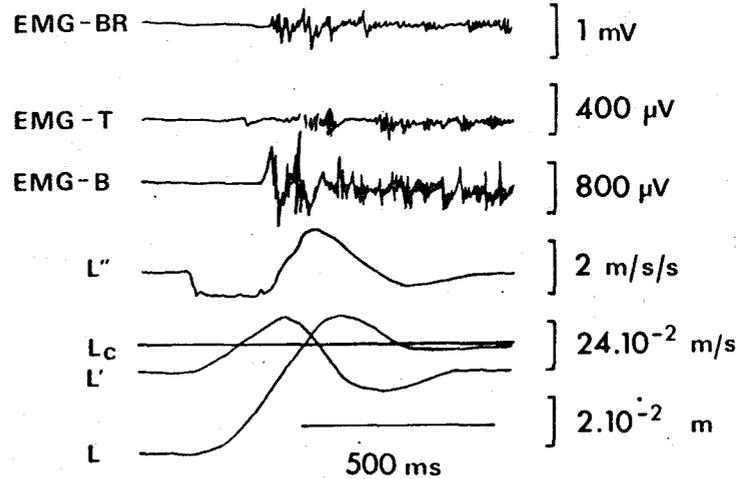
Le triceps brachial présente un silence électrique contemporain de celui des deux fléchisseurs suivi d'une activité électromyographique discrète qui débute avec celle des fléchisseurs et reste constante par la suite. L'amplitude des EMG est toujours inférieure à 100 μV . Cette activité correspond vraisemblablement à une co-contraction en relation avec la fixation de l'articulation du coude.

2 - Mouvements d'extension passive imposant aux fléchisseurs une rampe de vitesse d'étirement (Fig. 29)

Cette description concerne les enregistrements obtenus au cours de la situation expérimentale (C). Etant donné que les variations de longueur du biceps et du brachioradialis sont dans un rapport constant, nous n'avons considéré, pour des raisons de simplification, que les variables cinématiques d'un seul fléchisseur : le biceps.

a - variables cinématiques

Le tracé d'accélération présente essentiellement deux phases : i) la première onde est contemporaine de la phase d'accélération de l'équipage mobile. Elle est caractérisée par une période transitoire de croissance suivie d'un plateau horizontal qui correspond à un mouvement rectiligne



- Figure 29 -

Enregistrement d'un mouvement d'extension passive imposant aux fléchisseurs du coude une rampe de vitesse d'étirement.

Les tracés cinématiques et électromyographiques sont de bas en haut : l'étirement et la vitesse d'étirement du biceps (L et L'), le repère de la position de la cible (L_c), l'accélération de l'étirement du biceps (L''), les activités électromyographiques du biceps (EMG-B), du triceps (EMG-T) et du brachioradialis (EMG-BR).

uniformément varié, la durée de ce plateau pouvant selon la vitesse et l'amplitude du mouvement varier entre 100 et 500 ms. Le plateau est suivi d'une phase de décélération, de sens opposé, comportant uniquement une période de croissance et de décroissance.

Le tracé de vitesse d'étirement (L') est monophasique. La vitesse croît linéairement durant le plateau d'accélération, passe par un maximum quand l'accélération s'annule et décroît pendant la phase de décélération.

Le tracé correspondant à l'étirement du fléchisseur (L) présente un point d'inflexion contemporain du changement de

signe du tracé accélérométrique, autrement dit du maximum de vitesse. Durant le palier d'accélération, le biceps brachii est animé d'un mouvement, qui est une fonction parabolique du temps. En se référant au tracé L_c , on peut constater que l'erreur de repérage de la position angulaire du membre est faible (2 p.100).

b - électromyogrammes

Le biceps brachii et le brachioradialis sont silencieux pendant toute la durée du palier d'accélération. Ce silence électromyographique est suivi d'une bouffée d'activité simultanée du biceps brachii et du brachioradialis qui précède de 60 ms le maximum de vitesse. Cette bouffée se poursuit jusqu'à l'apparition de la phase de décroissance de l'onde de décélération, l'amplitude crête à crête de l'EMG étant d'environ 1 mV pour le biceps brachii et le brachioradialis. Ces deux bouffées d'activité qui correspondent à la phase active de freinage du mouvement sont suivies d'une activité EMG à peu près constante qui se poursuit jusqu'à la fin du processus de fixation de l'articulation du coude.

L'activité du triceps débute avec celle du biceps brachii, l'amplitude des EMG reste faible - inférieure à 100 μ V. Cette activité correspond vraisemblablement comme dans le cas des enregistrements précédents (Fig.27 et 28) à une co-contraction en relation avec la fixation de l'articulation du coude.

Il est intéressant de constater la similitude des tracés cinématique et électromyographique correspondant à la phase de freinage - ou phase de décélération - des mouvements imposés d'extension (situation C) et des mouvements de flexion décrits au chapitre précédent (v. fig.19).

II - ETUDE QUANTITATIVE DU FREINAGE

A l'aide des trois enregistrements correspondant à chacune des trois situations expérimentales auxquelles sont soumis les sujets, nous avons pu souligner les caractères généraux de l'évolution des EMG et des différentes variables cinématiques musculaires. Ces caractères s'observent quelles que soient la vitesse d'étirement et la position angulaire de départ. Ils

se rencontrent pour les six sujets examinés et, à chaque examen, pour chacun d'entre eux. Cependant, selon la vitesse d'étirement et pour chacune des trois situations expérimentales, à ces caractères temporels et généraux des activités EMG des muscles antagonistes du mouvement, peuvent être associées diverses particularités qui concernent plus précisément la date de mise en jeu de l'activité des muscles antagonistes ainsi que leur niveau respectif d'excitation.

1 - Examen des enregistrements paramétriques

Sachant que suivant les modalités d'étirement, les variables cinématiques musculaires (L, L', L'') sont des fonctions définies et continues du temps (Fig.26), il nous a paru intéressant d'étudier systématiquement l'évolution des caractéristiques électromyographiques des muscles antagonistes en fonction de leurs variables cinématiques. A cet effet, nous avons eu recours aux possibilités qu'offre la technique d'enregistrement paramétrique (v. p.46). Il est clair que si le signal EMG se manifeste dans un intervalle de temps où L, L' et L'' sont des variables indépendantes du temps, un tel mode de traitement est inapproprié. C'est le cas : i) de L'' qui peut être selon les situations expérimentales, soit nul (situation A et B), soit constant (situation C) ; ii) de L' dont le décours est caractérisé par un ou deux paliers successifs et différents (situations A et B).

Cette étude porte sur 300 mouvements représentatifs du point de vue des conditions d'angle de départ (120, 105 et 90 degrés), des trois modalités d'étirement, des différentes gammes de vitesse d'étirement ainsi que des sujets examinés.

a - examen des relations $EMG-B=f(L_B)$ et $EMG-BR=f(L_{BR})$

Nous avons examiné l'évolution du signal EMG du biceps brachii et du brachioradialis en fonction de leur étirement (L).

i) situation expérimentale (A) et (B)

On constate sur le tableau VI, établi pour deux sujets (JCC et GL), de caractéristiques anthropométriquement très différentes, qu'indépendamment de la position angulaire de départ, de l'existence de un ou de deux paliers successifs

de vitesse d'étirement, et de l'amplitude de ces paliers, la naissance de l'activité EMG du biceps brachii et du brachioradialis se manifeste lorsque ces deux fléchisseurs (B, BR) ont atteint une longueur (L^*), la valeur de L^* est différente selon le muscle ($L^*_B \neq L^*_{BR}$) et pour un même muscle selon le sujet.

Position de départ (D)	120 degrés				105 degrés				90 degrés				
	L^*_B		L^*_{BR}		L^*_B		L^*_{BR}		L^*_B		L^*_{BR}		
Situation expérimentale	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	
GL ♀	279	281	476	476	278	284	480	475	282	286	478	480	moyenne
	3	3	3	2	3	2	3	4	2	3	2	4	écart-type
JCC ♂	324	320	550	555	321	322	552	553	326	324	550	553	moyenne
	4	2	2	2	3	4	2	3	2	4	2	3	écart-type

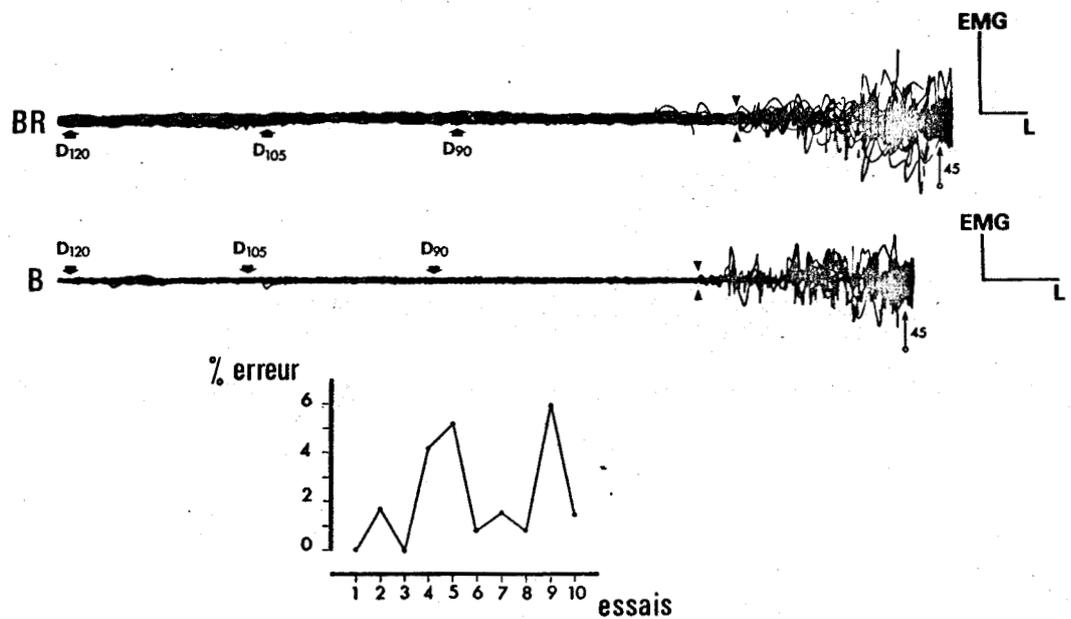
Tableau VI

Afin de visualiser le résultat, nous avons présenté sur la figure 30 la superposition de dix tracés paramétriques, enregistrés au cours de la situation expérimentale (A). Chaque enregistrement correspond à des valeurs différentes des paliers de vitesse ; ces valeurs étant comprises entre 10 et $20 \cdot 10^{-3}$ m/s pour le premier palier et 15 et $30 \cdot 10^{-3}$ m/s pour le second. De plus ces dix enregistrements sont représentatifs des trois conditions d'angle de départ.

Nous trouvons en abscisse l'évolution des longueurs respectives du brachioradialis (tracés BR) et du biceps brachii (tracés B), en ordonnée les variations des potentiels musculaires de ces deux fléchisseurs.

Le calibrage des variables, situé à droite de la figure, permet de constater que la valeur moyenne des L^*_B et L^*_{BR} signalée par les deux triangles (\blacktriangledown) est nettement différente selon que l'on s'adresse au biceps brachii et au brachioradialis. Les différentes positions angulaires de départ (D) sont figurées

par trois flèches (↔) correspondant respectivement à 120, 105 et 90 degrés. La position de la cible (45°) est schématisée par le point-fléché (↑). Sur cette même figure, nous avons représenté sous forme de graphique la fluctuation des erreurs de repérage.



- Figure 30 -

Superposition de dix enregistrements paramétriques correspondant à la situation expérimentale (A). (v. explications dans le texte).

Le calibrage représente pour L : $5 \cdot 10^{-3}$ m
EMG : $700 \mu V$.

ii) Situation expérimentale (C)

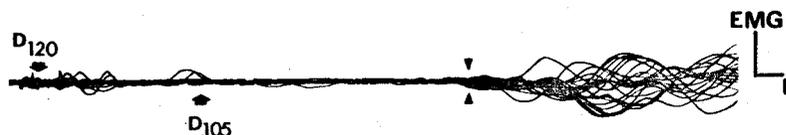
Une étude identique a été menée à partir des enregistrements paramétriques des variations des potentiels du biceps brachii en fonction de son étirement qui, dans ce cas précis, est animé d'un mouvement rectiligne uniformément varié (Fig.26).

Nous avons pu constater que l'activité EMG du biceps brachii prend également naissance lorsque ce muscle a atteint une longueur (L_B^*) donnée. La valeur de L_B^* est indépendante de la vitesse d'étirement et de la position angulaire de départ, comme l'atteste le tableau ci-dessous.

Position de départ (D)	Situation expérimentale C		
	120 degrés	105 degrés	
GL ♀	$L_B^* = 258$	$L_B^* = 256$	moyenne
	2	2,5	écart-type
JCC ♂	$L_B^* = 303$	$L_B^* = 302$	moyenne
	1,5	2	écart-type

Tableau VII

La valeur moyenne de L_B^* est visualisée sur la figure 31 par deux triangles (\blacktriangledown). Cette figure montre la superposition de 10 enregistrements paramétriques correspondant à deux positions angulaires de départ (105° et 120°). Les vitesses maximales atteintes au cours de ces 10 mouvements sont comprises entre 125 et 225 10^{-3} m/s. Il faut remarquer que les tracés paramétriques représentés sur cette figure ont été interrompus peu avant la fin de la bouffée d'activité EMG du biceps brachii.



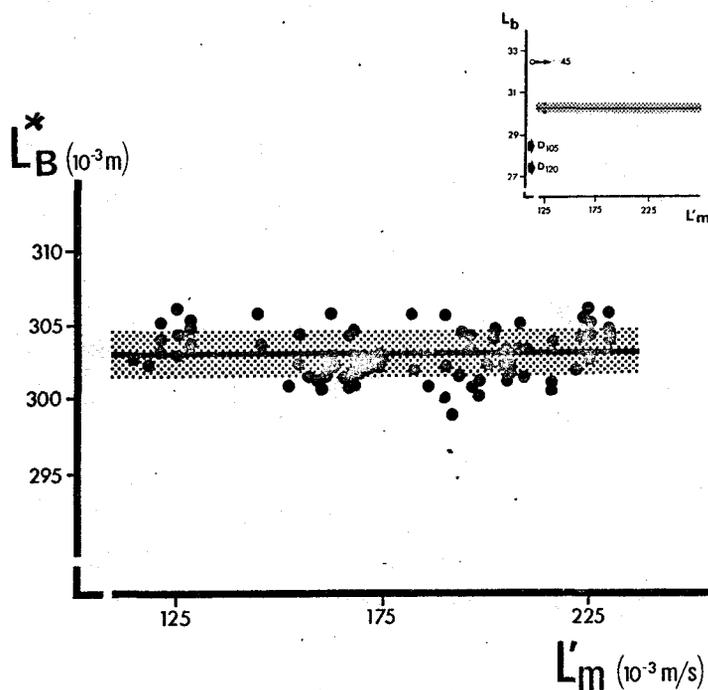
- Figure 31 -

Superposition de dix enregistrements paramétriques correspondant à la situation expérimentale (C). (v. explications dans le texte).

Le calibrage représente pour L : $2 \cdot 10^{-3}$ m

EMG : 800 μ V

On peut constater que l'excitation du biceps brachii se manifeste toujours lorsque ce muscle a atteint une longueur (L_B^*) donnée indépendante de la vitesse d'étirement. Il est à noter que la valeur de L_B^* est très inférieure à celle qui a pu être mise en évidence sur les enregistrements correspondant aux situations expérimentales (A) et (B).



- Figure 32 -

Variation de L_B^* en fonction de la valeur maximale des vitesses d'étirement (L'_m) atteintes au cours de 78 mouvements.

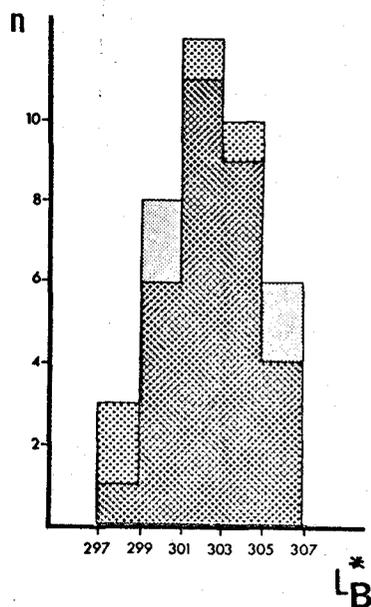
(v. explications dans le texte).

Sur la figure 32, nous avons reporté les différentes valeurs de L_B^* à partir desquelles est évoquée l'activité EMG préalable au freinage du mouvement. La fluctuation de ces valeurs a été étudiée en fonction du maximum de vitesse d'étirement (L'_m) atteint au cours de 78 mouvements réalisés

par un sujet et pour deux positions angulaires de départ : 120 et 105 degrés. Le trait horizontal représente la moyenne des 78 mesures. La zone hachurée correspond à l'écart-type (σ). Afin de situer les valeurs de L_B^* sur la plage de variation de la longueur du biceps, nous avons reproduit en haut et à droite du graphique la fonction $L_B^* = f(L'_m)$ en indiquant sur l'axe des ordonnées : i) les deux longueurs initiales, signalées par deux flèches ($\blacktriangleright D$), correspondant aux deux positions angulaires de départ, à savoir 120° et 105° ; ii) l'amplitude maximale de l'étirement ($\circ \blacktriangleright$).

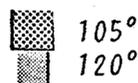
Bien que la valeur de L_B^* semble indépendante des deux longueurs initiales (L_0), on constate néanmoins une certaine fluctuation de cette valeur. Afin de s'assurer qu'elle est réellement indépendante de L_0 , nous avons eu recours à une représentation sous forme d'histogramme de la répartition en fréquences des différentes valeurs L_B^* pour chacune des deux longueurs initiales (L_0) (Fig. 33).

La marge de variation totale de L_B^* étant comprise entre $297 \cdot 10^{-3}$ m et $307 \cdot 10^{-3}$ m, nous avons choisi comme intervalle de classe, la valeur $2 \cdot 10^{-3}$ m. On constate qu'indépendamment de l'angle de départ D_{105} et D_{125} , les deux courbes de répartition se recouvrent totalement. En particulier, les valeurs des classes extrêmes sont identiques.



- Figure 33 -

Répartition en fréquence des différentes valeurs de L_B^* pour deux positions angulaires de départ :

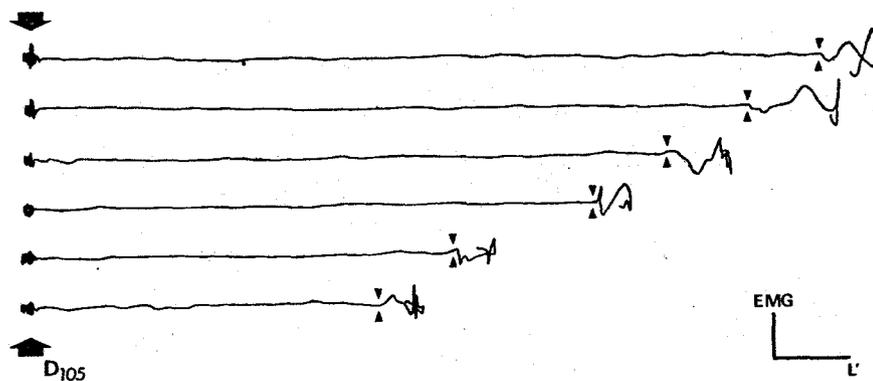


Cette répartition a été effectuée pour 78 mouvements réalisés par un sujet. L_B^* est exprimé en 10^{-3} m. L'intervalle de classe est de $2 \cdot 10^{-3}$ m.

b - examen des relations $EMG-B = f(L'_B)$

Etant donné la technique d'enregistrement paramétrique, l'étude de l'évolution du signal électromyographique du biceps brachii en fonction de sa vitesse d'étirement ne peut être concevable qu'à partir des enregistrements concernant uniquement la situation expérimentale (C).

Sur la figure 34, nous avons représenté six enregistrements paramétriques. En abscisse, nous avons l'évolution de la vitesse d'étirement du biceps brachii et en ordonnée, les variations de potentiel de ce muscle préalables à son activité freinatrice. Les enregistrements paramétriques ont été effectués uniquement pendant la phase de croissance de la vitesse d'étirement (v. fig. 29). L'abscisse correspondant à la fin de l'enregistrement représente la valeur du maximum de vitesse d'étirement (L'_m) atteinte au cours du mouvement. Les six enregistrements reproduits sur cette figure illustrent les modifications du niveau d'excitation du biceps brachii pour six valeurs différentes et décroissantes de L'_m - de haut en bas.



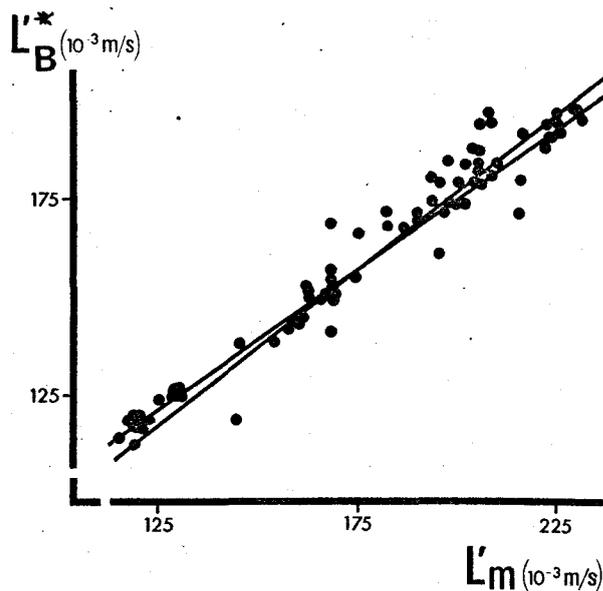
- Figure 34 -

Enregistrement paramétrique ($EMG-B = f(L')$) de six mouvements correspondant à la situation expérimentale (C). (v. explications dans le texte).

Le calibrage représente pour L' : $20 \cdot 10^{-3}$ m/s
EMG : 2 mV.

Nous constatons que cette activité EMG est évoquée à partir de différentes valeurs de vitesse d'étirement (L'_B), signalées par deux triangles (\blacktriangledown). Il est à noter que la naissance de l'EMG est très proche du maximum de vitesse d'étirement, comme le suggérait déjà l'enregistrement de la figure 29.

Pour chaque valeur de L'_m , nous avons relevé les valeurs correspondantes de L'_B . Les mesures ont été effectuées, pour chaque sujet, sur un ensemble de mouvements représentatifs des différentes conditions d'angle de départ. La figure 35 montre la relation entre L'_B et L'_m , obtenue à partir des mêmes mouvements qui ont permis de réaliser le graphique de la figure 33. Nous constatons l'existence d'une relation linéaire peu dispersée ($r = .91$) dont la pente, bien que proche de l'unité, lui est toujours inférieure. Ce fait résulte d'une légère antériorité de la mise en jeu de l'activité EMG par rapport au maximum de vitesse d'étirement.



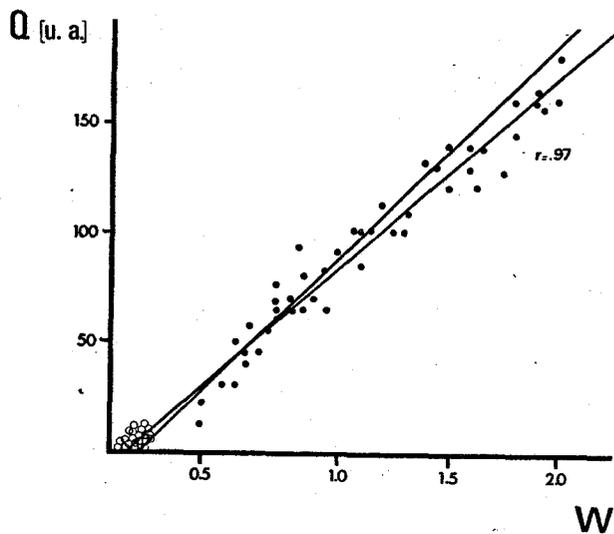
- Figure 35 -

Relation entre les valeurs de vitesse d'étirement (L'_B) à partir desquelles est évoquée l'activité freinatrice du biceps et la valeur maximale des vitesses d'étirement L'_m atteinte au cours de 78 mouvements.
(v. explications dans le texte).

Ces 78 mesures ont été effectuées à partir des mêmes enregistrements qui ont permis de réaliser les figures 32 et 33. Nous avons fait figurer les deux droites de régression. Le coefficient de corrélation est de .91.

2 - Evaluation de l'activité freinatrice exercée par le biceps et le brachioradialis (Fig. 36 et 37)

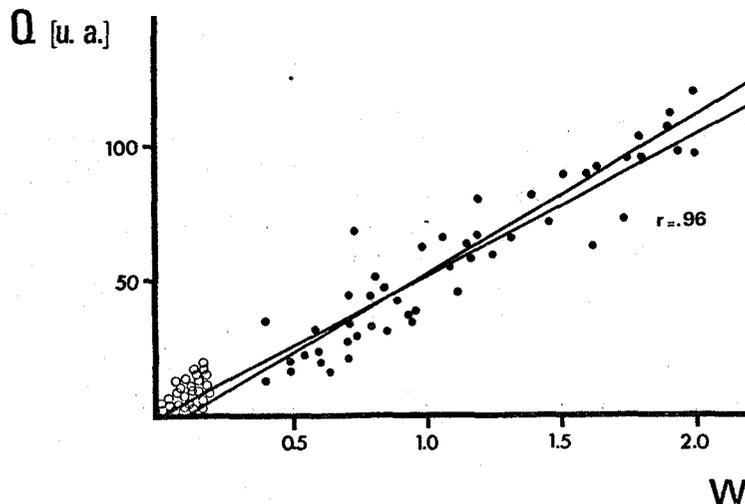
Au cours de la phase de freinage, les niveaux d'activité (Q) du biceps et du brachioradialis ont été mises en relation avec le travail mécanique ($W = 1/2 IV^2$) consécutive à la mobilisation passive de l'avant-bras. Q , exprimé en unité arbitraire, représente l'intégration de l'activité EMG pendant une période de temps égale à la durée de l'onde de décélération. I est la somme du moment d'inertie du système mécanique - différent selon la situation expérimentale - et du segment en rotation. V est la vitesse angulaire maximale atteinte au cours de chaque mouvement.



- Figure 36 -

Relation entre l'EMG intégré du biceps (Q) et l'énergie mécanique (W).

- situation expérimentale A et B
- situation expérimentale C.



- Figure 37 -

Relation entre l'EMG intégré du brachioradialis (Q) et l'énergie mécanique (W).

La signification des symboles est identique à celle de la figure 36.

On constate qu'indépendamment des caractéristiques dynamiques des phases d'étirement - rampe ou palier de vitesse - et de l'inertie, des relations linéaires ont pu être mises en évidence entre le travail mécanique et l'EMG intégré du biceps et du brachioradialis. Il faut remarquer que ces relations sont i) peu dispersées ainsi que l'attestent les coefficients de corrélation dont les valeurs sont significatives ($.78 \leq r \leq .98$), ii) parfaitement reproductibles d'un examen à l'autre. Nous devons cependant noter que les points expérimentaux correspondant aux situations A et B sont regroupés dans une région où les valeurs de W sont très faibles : $0.02 \text{ J} \leq W \leq 0.18 \text{ J}$. Par rapport au travail mécanique maximum que peut fournir un muscle, le travail mécanique mis en jeu au cours de ces mouvements est de l'ordre de 1 p.1000.

* *

L'ensemble de ces résultats permet de définir le processus de freinage mis en jeu au cours de mouvements imposés d'extension du coude, limités volontairement en amplitude.

Nous avons montré que l'excitation des muscles antagonistes, dont le niveau global est en relation directe avec le travail mécanique mis en jeu, se déclenche lorsque leur longueur a atteint une valeur L^* donnée. Cette valeur se situe dans une zone de variations faibles si l'on se réfère à la gamme des étirements imposés. Cette zone, strictement définie par rapport à la position angulaire finale, est indépendante de la vitesse d'étirement et de l'angle de départ du mouvement ; les limites fixées à l'excursion angulaire étant respectées par les sujets. On constate cependant que la valeur de L^* est : i) différente selon que l'on s'adresse au biceps brachii ou au brachioradialis, ii) dépendante des caractéristiques de la phase dynamique de l'étirement - palier ou rampe de vitesse.

En ce qui concerne ce dernier point, nous pourrions être tenté de considérer cette dépendance comme la conséquence d'un phénomène purement mécanique : l'élongation L à un instant t étant égale à l'intégrale du tracé vitesse, il s'avère que la valeur de $L(t)$ est totalement différente selon le décours de la vitesse - rampe ou palier - les vitesses (L_m) atteintes

à cet instant t étant par ailleurs identiques. Malheureusement étant donné que les gammes de vitesse maximale d'étirement atteintes au cours de ces deux situations expérimentales ne sont pas comparables, aucun élément ne nous permet de vérifier cette hypothèse d'ordre biomécanique. Aussi, dans le souci d'éviter des interprétations présentant un caractère trop hypothétique, il nous a paru préférable de ne pas s'interroger sur la signification fonctionnelle que l'on pourrait accorder au fait que la valeur de L^* est directement liée aux caractéristiques de la phase dynamique d'étirement.

C - DISCUSSION

Des résultats précédents, il ressort que le mécanisme d'immobilisation précise d'un segment corporel soumis à un mouvement passif dépendrait d'un signal directement lié à L^* et capable de déclencher un programme moteur antagoniste dans lequel serait inscrit le niveau d'activité des différents muscles qui composent le groupe des fléchisseurs du coude. Mais cette hypothèse nécessite que l'on examine la signification de L^* .

Sachant que L^* est mesurée à l'instant où l'activité antagoniste se manifeste, il est évident que L^* ne représente pas le seuil réel de longueur à partir duquel prend naissance ce signal destiné à indiquer, au cours du mouvement, le début de la mise en activité des muscles antagonistes. En effet, l'existence d'un tel signal introduit nécessairement un retard entre la détection de l'information longueur et l'excitation de l'effecteur. La valeur de ce retard dépend en outre de la localisation du centre d'intégration de l'information.

Pour autant que les vitesses d'étirement soient sensiblement égales, on peut néanmoins admettre que L^* représente un seuil "virtuel" fixe. Par contre, si les vitesses d'étirement sont nettement différentes, il est aisé de démontrer que la valeur réelle du seuil de déclenchement variera d'autant plus que la gamme des vitesses explorées sera plus large, alors que L^* reste apparemment constant d'après nos résultats expérimentaux. Cependant, étant donné que nos données concernent des mouvements dont les vitesses ne varient au maximum que dans un rapport de 1 à 3 pour chacune des situations expérimentales (v. p. 96), il s'avère qu'en fonction de la précision de nos mesures, la fluctuation du seuil de longueur reste dans les limites de celle mesurée expérimentalement (v. fig. 32 et tableaux VI et VII). Aussi, dans ces conditions particulières, on pourrait raisonnablement penser que L^* est assimilable à un seuil fixe. Sans être en mesure de pouvoir opter définitivement pour cette hypothèse, nous la considérerons néanmoins comme la plus probable et nous l'admettrons comme base de ~~la~~ *la* notre discussion que nous conduirons en trois étapes.

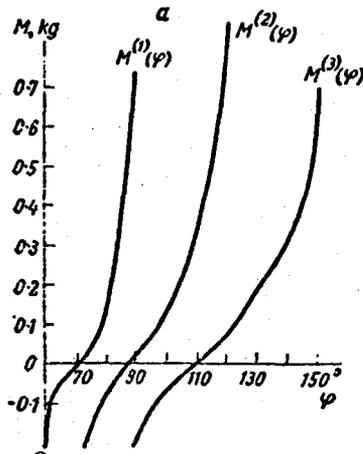
La première étape concerne l'analyse des travaux de FELDMAN (1966 a et b) qui, à notre connaissance, a été l'un des premiers, si ce n'est le seul, à envisager par l'étude des mécanogrammes du mouvement, le problème concernant le contrôle de la position de l'articulation du coude, chez l'homme normal placé en situation aveugle. Sur la base de cette analyse on s'interrogera ensuite sur l'existence d'un signal capable, en l'absence de contrôle visuel, de mettre en jeu un processus de freinage dont le gain semble préétabli en fonction du travail mécanique produit au cours des mouvements passifs. Enfin, à partir des connaissances actuelles concernant le rôle respectif des informations d'origine musculaire - tendineuses et fusoriales -, articulaire et tactile, nous essaierons de nous prononcer sur l'identité de l'information liée à ce signal. Le but de ce dernier paragraphe n'est pas de reprendre l'examen de l'ensemble des travaux consacrés aux études anatomiques et physiologiques de ces trois types de récepteurs et dont on trouvera l'essentiel dans la monographie de MATTHEWS (1972), la revue de questions de WYKE (1972) et l'article de ROSE et MOUNTCASTLE (1959), mais de tenter de préciser les mécanismes susceptibles d'être mis en jeu dans l'élaboration et le déclenchement d'un programme moteur antagoniste capable d'immobiliser avec précision une articulation soumise à un mouvement passif de rotation.

I - ARRET DU MOUVEMENT ET RESEAU " DES CARACTERISTIQUES INVARIANTES " (FELDMAN, 1966)

1 - Epreuves statiques (v. fig. 38)

FELDMAN (1966 a) a montré qu'en absence de contrôle visuel, le maintien à une position angulaire donnée de l'articulation du coude, soumise à un couple moteur externe (\mathcal{M}_e), nécessite le développement d'une force musculaire F, fonction de deux variables indépendantes :

$$F = f(x, \lambda)$$



- Figure 38 -

Réseau "des caractéristiques invariantes" selon FELDMAN (1966 a).

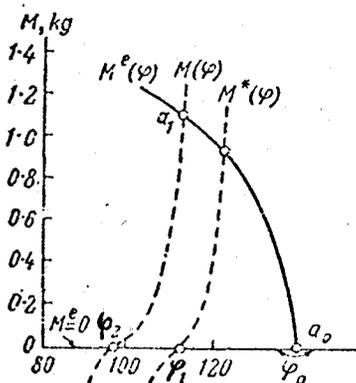
(v. explications dans le texte)

x représente la longueur du muscle à chaque instant, λ est la longueur minimum à partir de laquelle le muscle commence à développer une tension. Ce paramètre joue un rôle de détecteur d'écart - "zero length" - dans un servo-mécanisme permettant de maintenir à un angle φ donné, l'articulation du coude soumise à une force externe. A chaque valeur de φ correspond théoriquement une valeur et une seule de λ . L'existence d'un tel paramètre appelé "caractéristique invariante" a été expérimentalement démontrée par cet auteur. A cet effet, l'avant-bras placé dans un plan horizontal est soumis à un couple moteur croissant. Il est demandé aux sujets, placés en situation aveugle, de s'opposer au déplacement de l'avant-bras en maintenant l'articulation du coude à une position angulaire (φ) fixée par l'expérimentateur. Différentes positions angulaires (φ_i), comprises entre 70 et 150 degrés, comptés à partir de la position de flexion complète, ont pu être ainsi examinées. Comme le montre la figure 38, on obtient un réseau de trois courbes $(db^{(1)}(\varphi), db^{(2)}(\varphi), db^{(3)}(\varphi))$ ayant respectivement pour abscisse à l'origine les valeurs 70, 90, et 110 degrés. Les caractéristiques de chacune de ces courbes indiquent que, sous l'effet du couple moteur externe, l'articulation du coude s'écarte de sa position de référence. L'écart augmente de façon significative pour les valeurs faibles de db et se stabilise ensuite pour les valeurs

élevées. Il est intéressant de constater que l'évolution de ces trois courbes est telle que leurs projections point par point sur l'axe des abscisses, recouvrent sans discontinuité la totalité de la plage angulaire (de 70 à 150 degrés) considérée dans cette présente étude. Ce réseau de courbes représente, selon FELDMAN, les "caractéristiques invariantes" de l'articulation du coude.

2 - Epreuves dynamiques (v. fig. 39)

Les sujets, partant d'une position angulaire de départ φ_0 , doivent réaliser sans contrôle visuel des mouvements de flexion limités à une excursion angulaire φ_1 . Ces mouvements sont effectués le plus rapidement possible contre un couple résistant matérialisé par l'étirement d'un ressort de complian-
ce connue. Les variations de ce couple résistant en fonction de l'angle φ sont représentées par la courbe $db^e(\varphi)$. Le repé-
rage précis de la position angulaire, acquis après un nombre d'essais relativement faibles : de 10 à 15, s'effectue à partir du réseau de caractéristiques invariantes schématisées sur la figure par $db(\varphi)$ et $db^*(\varphi)$



- Figure 39 -

Mise en évidence d'un processus de repérage de la position articulaire à partir de réseau "de caractéristiques invariantes", selon FELDMAN (1966 b).

(v. explications dans le texte).

A l'insu du sujet, les conditions initiales du mouvement peuvent changer par suppression momentanée du couple résistant ou par déplacement de la position angulaire de départ. Dans ces deux situations expérimentales particulières, on constate que si les conditions finales du mouvement restent inchangées, autrement dit si la valeur du couple résistant est égale à a_1 , lorsque la position de l'articulation est en φ_1 , la précision de l'arrêt du mouvement n'est nullement modifiée. Par contre, et bien que les conditions initiales restent identiques, le repérage angulaire s'effectue avec une très grande imprécision si les conditions d'exécution du mouvement varient en fin de mouvement, soit par adjonction d'une résistance supplémentaire, soit au contraire par diminution du couple résistant. Il s'avère donc que le repérage précis de l'angle s'organise à partir de la caractéristique invariante $M(\varphi)$. Un dernier test permet de mettre en évidence le rôle privilégié attribué à ce réseau de caractéristiques invariantes dans le contrôle de l'arrêt du mouvement. Il consiste à provoquer 200 ms après l'arrêt du mouvement, un découplage brutal entre le ressort et le support mobile de l'avant-bras. Cette perturbation est à l'origine d'un second mouvement de flexion de l'avant-bras dont l'arrêt s'effectue en φ_2 . La valeur de cet angle correspond à celle de l'abscisse à l'origine de la caractéristique invariante $M(\varphi)$. Ce résultat confirme donc le fait que cette caractéristique invariante joue un rôle privilégié en tant que repère de la position articulaire en absence de feedback visuel.

3 - Conclusions

Pour FELDMAN, les séquences d'un programme moteur mettant en jeu les mécanismes de freinage seraient déclenchées au niveau cortical par un signal détecteur d'écart lié au "réseau" des caractéristiques invariantes. Ce signal aurait la dimension d'une longueur musculaire (λ). Cette conclusion s'appuie sur deux hypothèses :

i) sur l'existence de récepteurs d'origine musculaire adaptés au codage d'un signal longueur détecteur d'écart : les terminaisons primaires des fuseaux neuromusculaires dotées d'une sensibilité dynamique et statique. Cette dernière est apte à donner des informations de longueur ayant les caractéristiques d'un signal intermittent (BROOKS et STONEY, 1971 ; MATTHEWS, 1972).

ii) sur la base de données anatomiques et physiologiques qui mettent en évidence, chez les primates, des projections corticales des afférences fusoriales (LAMMARE et LIBESKIND, 1965 ; ALBE-FESSARD et coll., 1966 ; PHILIPS et coll., 1971).

Ces quelques données, qui résument la thèse de FELDMAN, permettent-elles, en fonction de nos résultats, de nous amener aux mêmes conclusions ?

II - PROCESSUS DE FREINAGE ET MESSAGE SENSORIEL

1 - Programme moteur et message sensoriel

Indépendamment des conditions initiales du mouvement, nous avons constaté que les activités du biceps brachii et du brachioradialis sont simultanées et que leur niveau respectif, apprécié à partir de l'EMG intégré, dépend de l'énergie cinétique mise en jeu au cours du mouvement. En fonction des arguments développés au chapitre II, on peut raisonnablement considérer que ces relations temporelle et quantitative se retrouvent pour les autres muscles fléchisseurs. Le processus de freinage pourrait alors être inscrit dans un programme moteur antagoniste, élaboré en fonction de la contrainte imposée au sujet à savoir l'immobilisation précise du membre, et adapté à la dynamique du segment corporel en rotation qui s'exprime par la variation d'énergie cinétique ($1/2 IV^2$). En fonction de ces données, peut-on considérer que la date de déclenchement de l'activité antagoniste est programmée centralement ou liée à une information d'origine périphérique ? Il est clair que tous nos résultats permettent de rejeter la première hypothèse : étant donné que le début de l'activité des muscles antagonistes se manifeste lorsque les muscles ont atteint un seuil de longueur donné dont la valeur est indépendante des conditions initiales, on est en droit d'exclure l'éventualité d'une programmation stricte du processus de freinage. Au vu de certaines données de la littérature, l'existence d'un message sensoriel associé à un programme moteur paraît constituer une condition essentielle de l'organisation de l'arrêt d'un mouvement.

Selon MATTHEWS (1972) l'absence de contrôle précis de l'arrêt des mouvements dépendrait essentiellement de l'interruption des afférences d'origine proprioceptive. Ainsi, si l'on

en croit la démonstration expérimentale concernant la déafférentation des membres (SPRONG, 1929 ; POLLOCK et DAVIS, 1931 ; LASSEK et MOYER, 1953 ; TWITCHELL, 1954) les résultats montrent que les mouvements des membres, tout en étant conservés, présentent un caractère généralement hypermétrique très marqué, semblable aux symptômes de l'ataxie cérébelleuse (v. MASSION, 1973). Il est intéressant de noter que ce caractère hypermétrique ne s'observe pas systématiquement pour autant que les conditions initiales de l'exécution des mouvements ne varient pas. C'est ainsi que LIU et CHAMBERS (1971) ont remarqué que le singe, dont le membre antérieur a été déafférenté, arrive à effectuer correctement un mouvement en absence de contrôle visuel, la précision étant identique à celle obtenue sous contrôle visuel. Cependant, si l'on provoque au préalable une flexion passive du membre, l'amenant ainsi à une position de départ différente, le singe commet une erreur de repérage très importante s'il est placé en situation de sujet aveugle, alors que si les yeux ne sont pas masqués, la précision de l'arrêt du mouvement est préservée. Pour tout mouvement programmé, les informations d'origine extéroceptives, dans ce cas précis, s'avèrent nécessaires lorsque les conditions initiales varient.

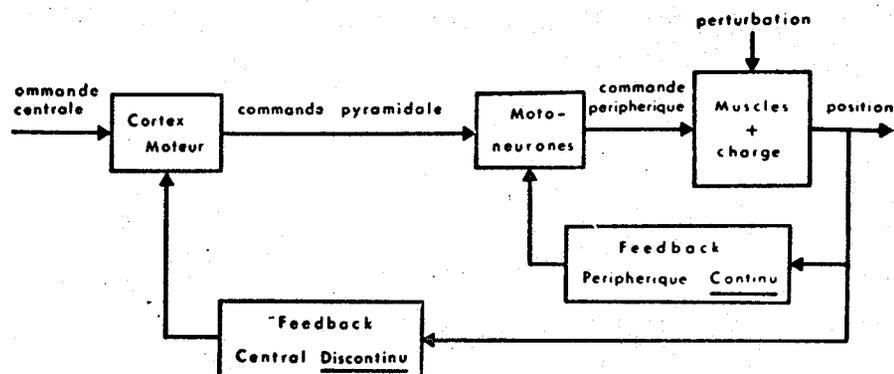
Cette démonstration met en évidence la nécessité d'un repérage de la position d'un segment corporel par rapport à la position finale requise. L'information liée au système de repérage aurait la valeur d'un signal déclenchant un programme moteur approprié. De plus, quelle que soit l'origine du signal qui renseigne sur la position d'une articulation, il est vraisemblable que celui-ci doit provoquer, tout au moins au cours de la période d'apprentissage, une perception consciente suffisamment discriminatrice et reproductible (MERTON, 1964 ; ALBE-FESSARD et TYC DUMONT, 1969). Cette nécessité implique que le signal puisse être décodé au niveau du cortex cérébral, au cours des premiers essais si ce n'est pendant toute la durée de l'épreuve.

2 - Message sensoriel et détecteur d'écart

L'intérêt du réseau de "caractéristiques invariantes" réside dans le fait qu'il permet un découpage "topographique" de l'excursion angulaire d'une articulation, jouant ainsi le rôle de support de l'information spatiale qui peut être traitée

correctement en vue de l'arrêt du mouvement. Le freinage peut être ainsi réalisé à partir d'un message périphérique lié à ce réseau qui prendrait son sens s'il s'avérait être un signal détecteur d'écart destiné à indiquer, d'une façon générale et à partir d'un programme moteur, la fin d'une séquence motrice agoniste et le début d'une séquence motrice antagoniste ; cette dernière étant la seule à intervenir au cours des mouvements entraînés passivement.

Cette conception de l'information sensorielle périphérique comme étant un signal détecteur d'écart susceptible de déclencher un programme moteur a été reprise par HOUK (1972) (v. également MASSION, 1973) qui oppose le "feedback" périphérique continu contrôlant en permanence le niveau d'excitation des motoneurones au "feedback" central et discontinu capable de mettre en jeu un programme moteur (v. fig. 40).



- Figure 40 -

"Feedback" périphérique continu et "feedback" central discontinu.

(d'après HOUK, 1972)

La structure du système de commande antagoniste serait comparable à ce "feedback" central discontinu". En effet, tous nos résultats montrent l'existence d'un seuil ayant ici les dimensions d'une longueur (L_B ou L_{BR}) et jouant le rôle de détecteur d'écart entre la position instantanée d'un membre

et la position finale demandée. Nous avons donc un système comparateur capable de déclencher le programme de freinage lorsque l'écart entre la position du membre et celle correspondant à l'arrêt devient égale à une certaine valeur (v. fig. 32) indépendante de la vitesse et de la position de départ. Il faut signaler qu'un changement brusque de vitesse identifiable à une perturbation (v. fig. 28) n'agit pas sur la commande antagoniste comme l'atteste l'examen des EMG des muscles fléchisseurs et ne provoque aucun mouvement correctif au niveau de la cible, la précision de l'arrêt étant par ailleurs conservée (v. fig. 30 et tableau VI). Cette donnée expérimentale permet, semble-t-il, d'exclure l'intervention d'une boucle de rétroaction dans laquelle les informations issues du mouvement sont traitées de façon continue par l'intermédiaire de servo-mécanismes localisés au niveau médullaire (HOUK, 1972) ou cérébelleux (ECCLES, 1969 ; ECCLES et coll., 1972). En effet, une perturbation au niveau d'un système de contrôle continu provoque, après un délai dont la grandeur varie selon la structure du servo-mécanisme, un réajustement de la sortie (v. STARK, 1968) autrement dit de la commande motrice. Nous avons donc là un argument supplémentaire en faveur de l'hypothèse d'une commande répondant aux caractéristiques d'un "feedback discontinu" et qui peut être par ailleurs central si l'on s'en tient à l'interprétation de HOUK.

III - IDENTITE DE L'INFORMATION

Bien qu'en première analyse nous puissions admettre les fuseaux neuromusculaires comme source du signal, étant donné que le seuil de déclenchement du programme moteur est exprimé en longueur de muscle, nous nous trouvons confrontés au problème de l'existence d'une interdépendance étroite entre la longueur du muscle, la force musculaire passive et l'angle de l'articulation Θ (v. p. 37 et 80). Autrement dit, à un seuil de longueur musculaire donné correspondent un seuil d'angle et un seuil de force. Nous pouvons noter que la même critique peut être formulée à l'égard de la nature du réseau des "caractéristiques invariantes". Bien que FELDMAN conclue sur l'hypothèse d'une information d'origine fusoriale, il n'est pas indifférent de constater que ce réseau a en fait les dimensions

d'un couple (v. fig. 38) dont la valeur varie en fonction de l'angle de l'articulation. Il s'en suit que nous ne pouvons pas exclure l'éventualité de la mise en jeu d'un circuit rétroactif d'origine tendineuse facilitant l'activité freinatrice (HOUK et HENNEMAN, 1967 ; GRANIT, 1970 ; MATTHEWS, 1972) ainsi que la possibilité d'une information d'origine articulaire (ROSE et MOUNTCASTLE, 1959 ; MERTON, 1964 ; WYKE, 1972). Dans ce qui suit, nous tenterons d'apporter quelques éléments de réponse à partir de nos résultats concernant essentiellement l'existence d'un seuil différent selon les caractéristiques cinématiques inhérentes à chacun des fléchisseurs.

1 - Informations d'origine tendineuse

L'existence d'un signal force implique la nécessité d'évoquer une sensibilité élective et suffisamment discriminative. A l'appui de cette thèse, GRANIT (1972) considère que les conclusions des travaux de RENQVIST (1937) vont parfaitement dans ce sens. En effet, la perception des forces développées au cours de contractions anisométriques effectuées à l'aide de l'ergomètre à inertie de HILL (1921) semble répondre aux trois critères précédents étant donné que les sujets examinés éprouvent une sensation identique lorsqu'on leur présente deux masses différentes mais soumises à des accélérations telles que les deux forces qui en résultent soient équivalentes au sens physique du terme.

Bien que les forces d'étirement d'origine passive soient très faibles, de l'ordre de 2 p.100 de la force maximale, on ne peut pas, a priori, rejeter l'hypothèse de l'intervention d'un signal de force susceptible de déclencher au niveau cortical un programme moteur antagoniste d'autant plus que nous avons montré au chapitre II que les paramètres du programme moteur ACANT sont strictement définis en fonction du niveau même de ces forces passives.

A priori, il semble que les organes tendineux de Golgi, qui sont des tenso-récepteurs présentant au cours de la contraction musculaire un seuil d'activité très bas (HOUK, 1967), seraient le support privilégié de ce type d'information. Cependant, un certain nombre d'arguments permettent, semble-t-il, d'écarter le rôle présumé des organes tendineux en tant que signal de force évoqué au cours de mouvements d'extension

passive. Si l'on se rapporte aux travaux de JANSEN et RUDJORD (1964), il s'avère que les récepteurs tendineux présentent un seuil élevé lorsque le muscle est allongé passivement. De plus, HOUK et coll. (1971) ont montré que les 2/3 des organes tendineux seraient parfaitement silencieux au cours de l'allongement des muscles occasionné par l'extension passive de l'articulation, l'excitation des autres récepteurs tendineux ne pouvant être déclenchée qu'à partir de la position extrême d'extension de l'articulation. En d'autres termes, si l'excursion angulaire d'une articulation reste dans les limites physiologiques normales, ce qui est parfaitement notre cas, il est fort peu probable que les récepteurs tendineux interviennent. Il faut également reconnaître (v. BROOKS et STONEY, 1971) que peu de travaux permettent de conclure définitivement à l'existence d'une projection corticale des fibres I_b issues des récepteurs tendineux, bien que LANDGREN et SILFVENIUS (1969) aient montré que la stimulation des fibres I_b soit susceptible d'exciter les cellules du cortex sensorimoteur du chat.

Enfin, une preuve indirecte du rôle éventuellement négligeable de l'information de force résiderait dans le fait que, comparativement aux données de FELDMAN, la précision du repérage aveugle de la position angulaire finale de l'articulation du coude et le nombre d'essais (de 10 à 15) nécessaires à l'obtention d'une performance optimale sont identiques alors que contrairement au protocole expérimental de FELDMAN, nos sujets n'exerçaient aucune force agoniste avant la phase de freinage des mouvements. Il semble donc que les conditions de mobilisation active ou passive du membre n'interviennent pas sur la durée de la période d'apprentissage ni sur la précision de l'arrêt. Signalons que sur le dernier point ces résultats sont en désaccord avec ceux de PAILLARD et BROUCHON (1968) qui ont constaté que la précision du repérage est significativement meilleure lorsque la position de référence résulte d'un mouvement actif du bras que lorsque elle est définie par son déplacement passif. Ils observent dans ce cas une erreur systématique dans le sens d'une forte surestimation.

A partir de ces données, il nous semble donc possible de minimiser si ce n'est d'écarter le rôle de ces tenseurs-récepteurs dans le déclenchement du programme moteur antagoniste responsable, en absence de feedback visuel, de la limitation volontaire de l'amplitude d'un mouvement en-

traîné passivement. Cependant, nous avons souligné au début de ce paragraphe, que la force pouvait être un signal évoquant une sensibilité élective, discriminative et consciente. Or, GRANIT (1972), en s'appuyant sur les données de BROWN et coll. (1967), et STUART et coll. (1970, 1971) suggèrent que les fuseaux neuromusculaires joueraient un rôle non négligeable dans la perception consciente de la force. Cette hypothèse est fondée sur le fait que les fuseaux, sensibles à des étirements de très faible amplitude (4 à 5 μ) aient un gain tel qu'ils sont susceptibles de détecter de très faibles déformations consécutives aux variations de force intramusculaires (BRIDGMAN et coll., 1969).

2 - Informations d'origine fusoriale

Avant d'aborder ce problème, il est intéressant de préciser que, dans la limite de nos conditions expérimentales, nous n'avons jamais observé de bouffées d'activité EMG consécutives à l'étirement passif des fléchisseurs du coude. Ce résultat est en accord avec celui obtenu sur les muscles jumeaux du triceps sural soumis à des étirements résultant de la mobilisation passive de la cheville dont la vitesse n'excède pas 4°/s (MARK et coll., 1968). Bien que dans ces conditions l'étirement passif des muscles n'évoque pas d'activité EMG, il est maintenant prouvé que chez l'homme normal, les fuseaux neuromusculaires sont sensibles à des étirements musculaires passifs, comme l'ont démontré HUGON et PAILLARD (1955) en explorant l'excitabilité des fuseaux neuromusculaires au moyen de la technique de recherche du réflexe H. Par une technique de détection in situ de l'activité du nerf péronier, HAGBARTH et VALLBÖ (1969) ont montré également que les récepteurs fusoriaux répondent à des étirements musculaires occasionnés par des mouvements d'extension passive du pied (v. fig. 41).

Très récemment, VALLBÖ (1974 a) a mis en évidence que la fréquence moyenne des décharges fusoriales primaires des muscles fléchisseurs antébrachiaux du doigt est significativement corrélée avec le déplacement passif de l'articulation métacarpo-phalangienne (v. fig. 42).

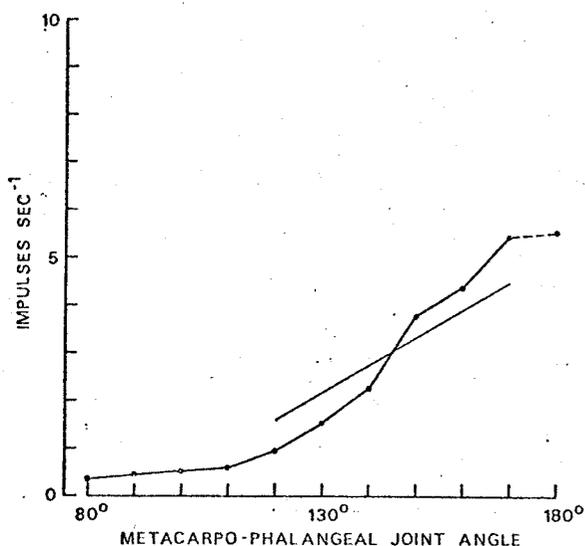


- Figure 41 -

Activité du nerf péronier consécutive à un mouvement passif du pied.

La barre située au-dessus de la ligne indique un mouvement de supination passive (étirement du muscle), la barre située au-dessous indique un mouvement de pronation passive (raccourcissement du muscle).

(d'après HAGBARTH et VALLBÖ, 1969)



- Figure 42 -

Relation entre la fréquence de décharge des afférences fusoriales et l'angle de l'articulation métacarpophalangiennne.

Le tracé en trait fin représente la droite de régression $r = .0787$
 $P < 0.001$.

(d'après VALLBÖ, 1974)



Il est en outre bien établi que les terminaisons fusoriales statiques permettent de détecter l'écart entre la longueur instantanée d'un muscle et la longueur finale (MERTON, 1953 ; MATTHEWS, 1972 ; STEIN, 1974). Nous avons donc un système de détection basé sur l'estimation de la longueur des muscles agissant soit directement sur les motoneurones α (MERTON, 1950, 1951, 1953) soit indirectement par l'intermédiaire de relais supraspinaux, son action étant alors qualifiée de "subconsciente" par MATTHEWS (1964). C'est cette dernière hypothèse que nous devons retenir si l'on admet qu'un seuil de longueur peut jouer le rôle de signal déclenchant le programme moteur antagoniste.

Cependant, afin de ne pas compromettre la fiabilité de l'information longueur, il est nécessaire que ces récepteurs puissent transmettre une information à caractère stable (MATTHEWS, 1954 ; MERTON, 1964), indépendante des propriétés mécaniques intrinsèques des muscles (GRANIT, 1972). Or, si l'on se réfère à GOTTLIEB et AGARWAL (1972) il apparaît que les caractéristiques mécaniques des muscles, qui ne sont pas indépendantes de leurs caractéristiques cinématiques, si l'on en croit les interrelations entre la force, la longueur et la vitesse (RACK et WESTBURY, 1969 ; PERTUZON, 1972 ; GOUBEL, 1974), sont des éléments non négligeables pouvant perturber le gain des récepteurs fusoriaux. Aussi, étant donné que pour une même variation d'angle, la variation de longueur du brachioradialis est 1,7 fois plus importante que celle du biceps brachii, nous ne devons pas négliger la possibilité d'interférences entre les émissions fusoriales (v. STEIN, 1967) des différents fléchisseurs. En effet, si l'on se permet d'extrapoler à l'homme, les résultats concernant la sensibilité statique des terminaisons fusoriales primaires, déterminée chez le chat par la pente de la relation "fréquence de décharges - extension du muscle" (BESSOU et LAPORTE, 1962), on s'aperçoit que cette sensibilité est apparemment semblable pour les terminaisons primaires de muscles différents (JANSEN, 1967) tels que le muscle soléaire (JANSEN et MATTHEWS, 1962) et le muscle tibial antérieur (ALNAES et coll., 1965). Il en résulte que la réponse des récepteurs fusoriaux consécutive à un changement de position de l'articulation ne serait pas identique pour les cinq fléchisseurs. Aussi, du fait de la simultanéité des activités EMG de tous les muscles composant le groupe des fléchisseurs

on pourrait admettre, pour autant que l'ensemble des récepteurs fusoriaux de ce groupe des muscles antagonistes participe conjointement au codage de l'information longueur, que la longueur des fibres intrafusoriales puisse être pré réglée de telle façon que le seuil de sensibilité des récepteurs fusoriaux soit équivalent pour chacun des cinq fléchisseurs, indépendamment des caractéristiques cinématiques de leur fibres extrafusoriales. Etant donné que nos moyens d'investigation sont limités à la seule évaluation de la longueur de l'ensemble des fibres extrafusoriales, il est donc logique que les seuils déclenchant le programme moteur antagoniste soient différents lorsque l'on s'adresse à deux muscles tels que le biceps brachii et le brachioradialis qui se comportent très différemment lorsqu'ils sont soumis à des étirements conditionnés par la rotation de l'articulation du coude.

Le réglage préalable du gain des récepteurs fusoriaux de chaque muscle pourrait se faire grâce à la participation des motoneurones gamma statiques qui semblent aptes à entretenir des fonctions motrices basées essentiellement sur l'estimation de la longueur des muscles (v. VEDEL, 1970 ; MATTHEWS, 1972). Il n'est pas sans intérêt de rappeler ici la notion de "fléchisseur équivalent" (BOUISSET, 1973) auquel on attribue les caractéristiques mécaniques et électromyographiques de chacun des fléchisseurs du coude. Il pourrait alors être admis que cette notion s'applique également aux récepteurs musculaires. Autrement dit, l'ensemble des informations fusoriales issues de chacun des fléchisseurs se réduirait à une information fusoriale équivalente susceptible de déclencher, simultanément, par l'intermédiaire d'un programme-moteur, l'activité des muscles ayant une identité de fonction.

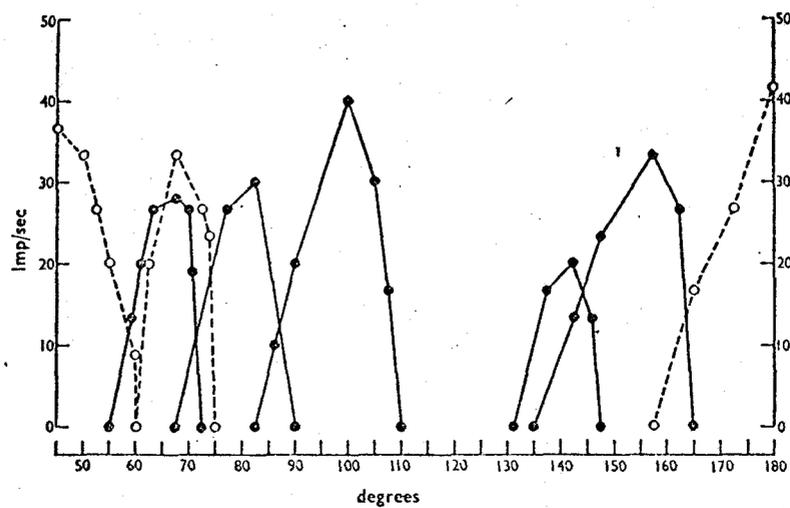
Il est évident que cette interprétation est pour le moins spéculative d'autant plus que les seules données expérimentales concernant l'existence d'une préparation des terminaisons fusoriales statiques au stimulus mécaniques consécutifs à l'étirement passif des muscles sont peu convaincantes (HAGBARTH et coll., 1972 ; WALLIN et coll., 1973), bien que la mise en jeu d'une fusi-motricité statique, le muscle étant étiré passivement, ne soit pas une hypothèse gratuite. VALLBÖ (1974 a) a en effet observé que les décharges fusoriales consécutives à la rotation passive de l'articulation du doigt présentaient une certaine variabilité qui ne serait pas indépendante

d'une activité fusimotrice de type statique (BESSOU et coll., 1968 ; MATTHEWS et STEIN, 1969). Cependant, il ressort des conclusions de VALLBÖ (1974 a) que dans le muscle au repos, soumis à des étirements passifs, la sensibilité d'origine fusoriale, qui est de l'ordre de 0.07 impulsions par seconde et par degré, ne présenterait pas un gain suffisamment élevé pour permettre l'élaboration d'un signal longueur significatif. Bien que cette sensibilité augmente considérablement au cours de la contraction musculaire - 0.9 impulsions/s/N.m - VALLBÖ (1974 b) suggère que les fuseaux neuromusculaires et le système fusimoteur ne constituent pas "a very powerful mechanism for holding the muscle at constant length when the load varies". Aussi, si l'on s'en tient à cette interprétation, il s'avère que l'hypothèse selon laquelle le réseau "de caractéristiques invariantes" aurait la dimension d'une longueur de muscle (FELDMAN, 1966 b) est loin d'être vérifiée.

3 - Information d'origine articulaire et tactile

En fonction des arguments développés précédemment qui incitent à reconsidérer le rôle de l'information fusoriale, un certain nombre d'auteurs s'accordent à reconnaître un rôle privilégié aux informations d'origine articulaire dans l'appréciation du sens de la position des membres (ROSE et MOUNTCASTLE, 1959 ; MERTON, 1964 ; BROUCHON et PAILLARD, 1966 ; DEE, 1969 ; WYKE, 1972 ; MILLAR, 1973).

Si l'on se reporte aux travaux de BOYD et ROBERTS (1953) et de SKOGLUND (1956), on constate que l'activité des récepteurs situés dans la capsule articulaire dépend de la position des pièces articulaires. Plus précisément, l'activation d'un récepteur donné s'effectue pour des positions comprises à l'intérieur d'un angle de 15 à 30 degrés (SKOGLUND, 1956). Comme le montre la figure 43, à une excursion angulaire de 130 degrés correspond une famille de huit courbes de fréquence de décharge. Chacune de ces courbes présente une fréquence de décharges maximales qui correspond à l'angle d'activation maximum d'un récepteur.



- Figure 43 -

Fréquence de décharge de huit récepteurs articulaires du genou en fonction de la position angulaire du tibia par rapport au fémur.

(d'après SKOGLUND, 1956)

L'existence d'un tel découpage "topographique" d'une articulation est donc compatible avec l'hypothèse d'un réseau de "caractéristiques invariantes" adapté au repérage d'une position articulaire et de ce fait susceptible de donner naissance au signal déclenchant le programme moteur. Ce réseau n'aurait donc plus ici la dimension d'une longueur musculaire comme l'avait suggéré FELDMAN (1966) mais celle d'un angle exprimé en valeur absolue. Cette interprétation serait donc parfaitement compatible avec nos résultats qui démontrent l'existence d'un seuil d'angle déclenchant le programme moteur antagoniste. De plus, la question que nous avons soulevée au paragraphe précédent concernant le problème relatif à l'éventuelle influence des caractéristiques cinématiques des différents fléchisseurs sur les récepteurs fusoriaux ne doit plus être pris en considération si le signal est effectivement lié à la position angulaire. Néanmoins, il faut noter qu'à l'intérieur de chaque angle d'activation, la fréquence de décharge varie systématiquement avec la vitesse angulaire. Aussi, l'hypothèse d'une interférence entre les codes de décharge relatifs à la position

et à la vitesse n'est pas à exclure. Ce risque est, semble-t-il, relativement faible car d'après SKOGLUND, la variation de fréquence des décharges consécutive à une variation de vitesse dépend en fait de la position d'activation maximum des récepteurs articulaires. Si le mouvement tend vers la position d'activation maximum la fréquence des décharges augmente ; elle diminue si l'on s'en écarte. Un tel système semble a priori bien adapté au repérage d'une position articulaire indépendamment de la vitesse du mouvement. Signalons que la classification des récepteurs articulaires proposée par WYKE (1967) permet de distinguer en fonction du seuil de sensibilité et de la constante de temps d'adaptation deux types de récepteurs, l'un à émission tonique, l'autre à émission phasique, le premier étant en mesure de détecter la position d'une articulation (WYKE, 1972).

Cependant, il faut mentionner que BURGESS et CLARK (1969) ont constaté que, sur un ensemble de 209 récepteurs situés au niveau de l'articulation du genou, 4 seulement présentent un réseau de courbes de décharges identiques à celui proposé par SKOGLUND alors que la plupart des autres sont actifs lorsque l'articulation est en position extrême. Ces résultats sont pour le moins surprenants si l'on se réfère à GODWIN et AUSTEN (1969) qui ont montré que les récepteurs situés dans les articulations costo-vertébrales sont en fait très sensibles au mouvement articulaire bien que les déplacements engendrés soient faibles. Aussi, commentant les résultats de BURGESS et CLARK, MATTHEWS (1972) pense que ceux-ci sont "so distasteful, that is to be hoped that some essential factors has been overlooked".

Il est enfin intéressant de noter qu'une participation des récepteurs articulaires dans le repérage aveugle de la position d'un membre soumis à un déplacement passif a été suggéré par BROUCHON et PAILLARD (1966) et BROUCHON et HAY (1970) sur la base de mesures psychométriques. Ces auteurs ont noté que le temps nécessaire à l'évanouissement des informations calibrantes immédiatement consécutives au mouvement est identique à celui de la période d'adaptation des récepteurs articulaires.

Mais certains faits, essentiellement relatés par MERTON (1964), imposent l'idée que l'information cutanée née du mouvement permettrait une exacte localisation de la position d'un

segment corporel, alors que le repérage par l'intermédiaire des seuls récepteurs articulaires ne serait pas suffisamment précis. Des récents travaux de MERTON et de ses collaborateurs (MARSDEN et coll., 1971 ; 1972 a et b ; MERTON, 1974), il ressort qu'à la suite de perturbations, les mécanismes permettant de déclencher des mouvements correctifs sont considérablement déprimés après blocage sélectif des afférences cutanées et articulaires. Il est à noter que ces résultats sont en désaccord avec ceux de CROSS et Mc CLOSKEY (1973).

Peu de travaux concernent les mouvements non perturbés, si ce n'est à notre connaissance ceux de BROUCHON et HAY (1972) dont les conclusions vont également dans le même sens. Leur analyse fait apparaître que la stimulation cutanée n'a d'influence sur l'appréciation de la position que si elle est reçue pendant le mouvement du membre. L'information cutanée permettrait donc, en situation aveugle, une exacte localisation de la position d'un membre. Il ne faut donc pas exclure la possibilité de sommation des informations tactile et articulaire d'autant plus que ces informations arrivent au cortex cérébral en empruntant des voies communes (POWELL et MOUNTCASTLE, 1959). Néanmoins, nous sommes également en droit de nous poser le problème d'une éventuelle interférence entre ces deux types d'information qui se manifesterait par un phénomène de masquage. Cette hypothèse n'est pas à rejeter si l'on se réfère à certains travaux qui ont pu montrer que le mouvement oblitérait dans certains cas la perception tactile (COQUERY, 1972) et par conséquent la perception de la référence spatiale pour autant que ces deux composantes relèvent d'un même mode de traitement, ce qui reste à vérifier.

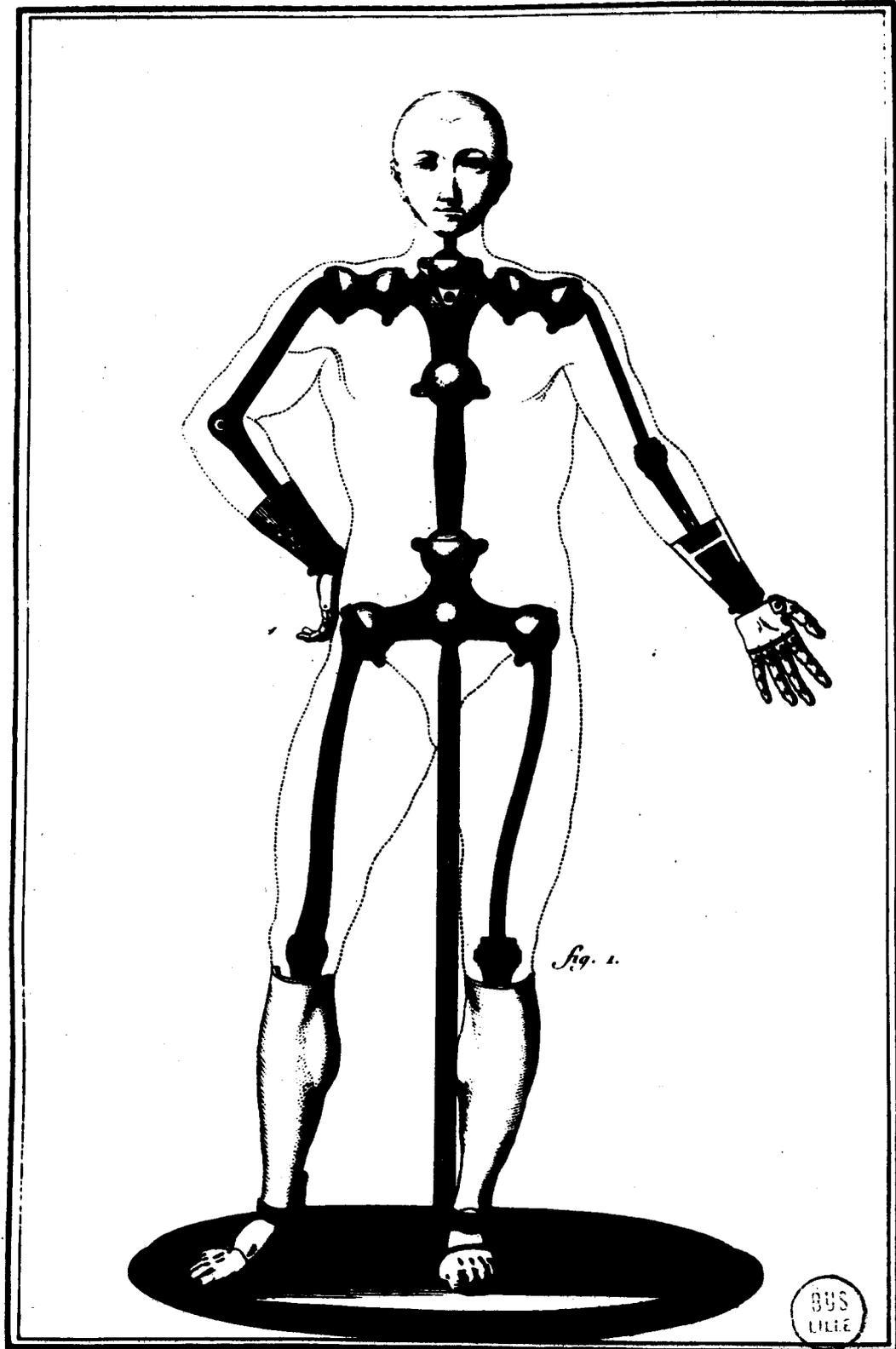
* * *

En conclusion, l'analyse des travaux que nous venons de citer permet d'attribuer à la fois aux récepteurs articulaires et cutanés un rôle privilégié dans le repérage de la position d'un membre. Si l'on s'en tient à cette conclusion nous serions en parfait accord avec HOUK (1972) qui dans la conception d'un feedback central discontinu, susceptible de déclencher un programme moteur central, exclut de ce feedback les afférences proprioceptive et tendineuse pour ne conserver que les afférences tactiles, articulaires et visuelles.

Aussi, de nos résultats il ressortirait que le signal lié à la position articulaire et indissociable semble-t-il de l'information cutanée, serait capable de déclencher un programme de freinage destiné à l'immobilisation précise d'un membre soumis à un déplacement passif. Dans ce programme seraient inscrits en fonction du travail mécanique mis en jeu, les différents niveaux d'excitation du ou des muscles antagonistes.

...CHAPITRE IV ...

Pl. VI.



Dessain.

JOH. ALPHONSI BORELLI

(De motu animalium ,1734)

ARRET DU MOUVEMENT ET PROGRAMME MOTEUR
AGONISTE - ANTAGONISTE

A - <u>PROTOCOLE ET METHODE</u>	140
I - PROTOCOLE EXPERIMENTAL	140
II - METHODE	140
1 - Technique de dépouillement des enregistrements	
2 - Choix des enregistrements	
B - <u>RESULTATS</u>	142
I - ETUDE DES CARACTERISTIQUES TEMPORELLES DES ACTIVITES RECIPROQUES AGONISTE-ANTAGONISTE	142
1 - Description d'un mouvement d'extension	
2 - Evaluation de l'antéposition	
3 - Evolution des paramètres séquentiels (d_{AG} et t_{ANT})	
II - ETUDE DE L'EVOLUTION DES PARAMETRES QUANTITATIFS DES SEQUENCES AGONISTE-ANTAGONISTE	149
1 - Séquence agoniste	
2 - Séquence antagoniste	
III - EXAMEN DES RELATIONS $EMG-T = f(O \text{ et } O')$ ET $EMG-B = f(O \text{ et } O')$	151
C - <u>DISCUSSION</u>	154
I - CONSISTANCE ET GENERALITE DU CARACTERE EVOLUTIF DES ACTIVITES RECIPROQUES AGONISTE-ANTAGONISTE	154
1 - Paramètres séquentiels	
2 - Paramètres quantitatifs	

II - PROGRAMME MOTEUR AGONISTE-ANTAGONISTE ET CONDITIONS D'EXECUTION DU MOUVEMENT	157
1 - Programme moteur agoniste-antagoniste et Inertie	
2 - Caractère "critique" de la consigne vitesse	
III - PROGRAMME MOTEUR AGONISTE ET ANTAGONISTE ET MECANISME DE L'INHIBITION RECIPROQUE	161
IV - NATURE DU SYSTEME DE COMMANDE SOUS-TENDANT LE PROGRAMME MOTEUR AGONISTE-ANTAGONISTE	163
1 - Vitesse du mouvement et système de commande à chaîne ouverte ou fermée	
2 - Programme moteur agoniste et antagoniste et programmation centrale	

Nous venons de montrer qu'en absence de contrôle visuel, la limitation volontaire de l'amplitude d'un mouvement passif d'extension nécessite la mise en jeu d'un programme moteur antagoniste déclenché à partir d'un signal lié à la mobilisation passive du segment corporel.

Un tel processus de freinage relève d'une organisation motrice très simple dans laquelle seule l'activité des muscles antagonistes est impliquée. Le problème des mécanismes de l'arrêt des mouvements actifs d'extension effectués en absence de feed-back visuel reste posé. Ces mouvements sont généralement caractérisés par une activité EMG phasique et réciproque des muscles agoniste et antagoniste (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 ; LESTIENNE, 1967, 1971). Dans ce type de mouvement, l'arrêt est à la fois assuré par la cessation de l'activité agoniste et l'excitation des muscles antagonistes pour autant que les forces agonistes soient suffisamment élevées (v. Chapitre II).

Par l'examen simultané des caractéristiques temporelles - paramètres séquentiels - des plans de coopération entre muscles agoniste et antagoniste, définis par l'EMG de surface, et du niveau de leur activité réciproque - paramètres quantitatifs - nous tenterons de déterminer dans quelle mesure ces paramètres évoluent en fonction des consignes données au sujet - vitesse et respect de l'amplitude - ainsi que des caractéristiques mécaniques - inertie du système mobile -. De plus, nous nous intéresserons, comme au chapitre précédent, à l'évolution des activités EMG des muscles agoniste et antagoniste en fonction des variables cinématiques dans le but de déterminer les paramètres angulaires qui définissent le déclenchement du freinage.

En fonction des résultats, nous essaierons d'abord de définir un programme moteur agoniste-antagoniste qui sous-tend l'exécution de ces mouvements volontaires. Nous nous interrogerons ensuite sur les caractéristiques du processus de freinage ce qui nous amènera nécessairement à poser le problème relatif à la nature du système de commande mis en jeu.

A - PROTOCOLE ET METHODE

I - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Cette série d'expériences porte uniquement sur des mouvements d'extension contre inertie effectués à vide I_0 (0 kg) et avec deux masses additionnelles I_3 (3 kg) et I_5 (5 kg). Ils sont limités volontairement en amplitude (60 degrés), les sujets étant placés en situation aveugle. La position de départ est fixée à 105 degrés de la position d'extension complète du coude. Les sujets examinés, au nombre de quatre, décident eux-mêmes de la date de départ de chaque mouvement. Ils sont invités à repérer le plus précisément possible la position angulaire finale. Le repérage aveugle nécessite une période brève d'apprentissage dont les caractéristiques sont identiques à celles décrites par les mouvements imposés d'extension (Fig. 25).

Après apprentissage et pour chaque condition d'inertie, les sujets effectuent des mouvements à vitesse spontanée puis, sur indication de l'expérimentateur, à vitesse plus lente et plus rapide. Le travail mécanique maximum fourni au cours des différents mouvements est toujours inférieur à 5 joules. Comme pour les mouvements de flexion (v. p. 63) l'attention des sujets est attirée sur la nécessité d'une décontraction musculaire préalable et d'une exécution continue de chaque mouvement.

II - METHODE

I - Technique de dépouillement des enregistrements

L'analyse des paramètres séquentiel et quantitatif du plan de coopération agoniste-antagoniste mis en jeu au cours du mouvement primaire d'extension du coude a été réalisée en échantillonnant sous forme numérique les activités réciproques du triceps, du brachioradialis et du biceps. Ce mode de traitement nous permet d'obtenir simultanément d'une part les dates, codées numériquement, de fin d'activité de l'agoniste (d) et de début d'activité des antagonistes (t) et d'autre part l'intégration (Q) par la méthode "itérative" (v. p. 43) des électromyogrammes globaux des muscles étudiés.

Pour aborder l'étude de l'évolution parallèle du signal EMG des muscles agoniste et antagoniste et des variables cinématiques, nous avons eu recours à la technique d'enregistrements paramétriques. Etant donné l'existence d'une étroite interdépendance entre les variables cinématiques angulaires et musculaires, nous nous bornerons ici, pour des raisons de simplification, à la seule considération des variables cinématiques angulaires. Cette étude a été effectuée sur le triceps, le biceps brachii et le brachioradialis.

2 - Choix des enregistrements

Trois critères essentiels nous ont guidés dans le choix des enregistrements.

Le premier concerne la précision de l'arrêt. Nous avons rejeté systématiquement tous les mouvements dont l'erreur occasionnée par la sous ou la surestimation de la position angulaire finale était supérieure à 7 p.100 de l'amplitude totale du mouvement (v. fig. 25).

Le deuxième s'adresse au caractère de régularité de l'exécution des mouvements qui se traduit au niveau des mécanogrammes par une évolution continue des tracés. Aussi tout mouvement présentant un caractère de discontinuité qui se manifeste par une rupture de pente du tracé de déplacement (v. p. 68 et Fig. 20) n'a pas été retenu.

Le dernier critère est en relation avec le degré de relaxation des sujets qui est attesté par le silence EMG des agonistes et des antagonistes qui se manifeste au cours de la période préparatoire au mouvement. En fonction de cette nécessité, nous n'avons pas pris en considération les mouvements caractérisés, au cours de cette période, par des tracés EMG présentant des variations de potentiels supérieurs au bruit de fond (10 μ V).

B - RESULTATS

L'évolution des paramètres séquentiels et quantitatifs des activités réciproques des muscles agonistes et antagonistes sera tout d'abord examinée. Nous envisagerons ensuite l'existence de relations entre les variables angulaires - déplacement et vitesse - et la date de cessation de l'activité du muscle agoniste ainsi que celle du début d'activité du muscle antagoniste.

I - ETUDE DES CARACTERISTIQUES TEMPORELLES DES ACTIVITES RECIPROQUES AGONISTE-ANTAGONISTE

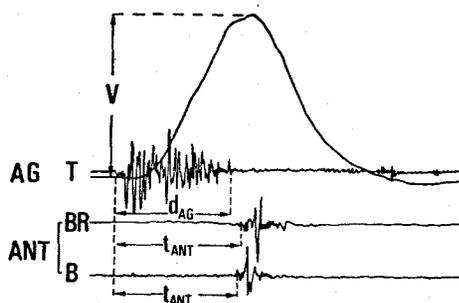
Nous nous intéresserons ici à la seule étude de l'évolution au cours du mouvement primaire des caractères temporels des activités électriques globales des muscles agonistes et antagonistes en fonction de l'inertie (I) et de la vitesse maximale (V) atteinte au cours de chaque mouvement d'extension. Autrement dit, nous essaierons de mettre en évidence, pour chaque valeur de I, l'existence d'une relation entre V et la date : i) de cessation de l'activité de muscle agoniste (d_{AG}), ii) d'apparition (t_{ANT}) des activités des muscles antagonistes.

1 - Description d'un mouvement d'extension

Sachant que les mécanogrammes de l'extension présentent les mêmes caractéristiques que ceux de la flexion (LESTIENNE, 1971) et étant donné que ce mouvement a fait l'objet d'une description détaillée au chapitre II (v. p. 64), nous nous bornerons à ne décrire uniquement, au cours du mouvement primaire, que les activités réciproques des agonistes et des antagonistes en se référant à un seul tracé mécanique : la vitesse angulaire Θ' . Les termes d'agoniste et d'antagoniste s'appliquent respectivement dans le cas du mouvement d'extension aux extenseurs (le triceps) et aux fléchisseurs (le biceps et le brachioradialis).

L'enregistrement que nous présentons concerne un mouvement effectué à vitesse spontanée (Fig. 45). On constate que l'activité EMG du triceps présente une antériorité sur le tracé

- Figure 45 -



Enregistrement d'un mouvement d'extension volontaire.

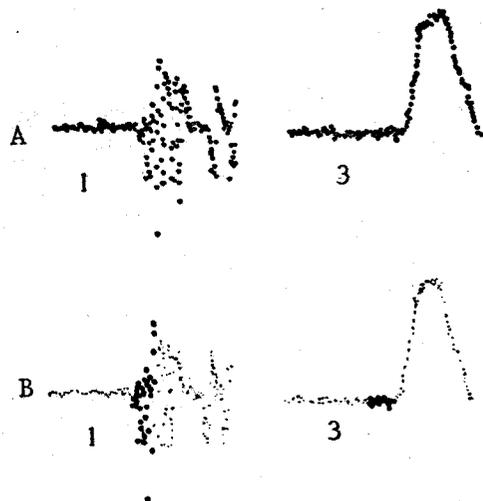
De haut en bas : tracé de vitesse angulaire (θ) ; EMG de surface du triceps, du brachioradialis et du biceps ; V , maximum de vitesse angulaire (5 rad/s) ; d_{AG} , date de cessation de l'activité du triceps ; t_{ANT} , date d'activité du brachioradialis et du biceps.

Le calibrage situé à droite représente :
 en abscisse : 100 ms
 en ordonnée : 1 mV (EMG-T), 800 μ V (EMG-BR), 750 μ V (EMG-B)

mécanique. Cette activité est contemporaine de la phase de croissance du tracé θ' et prend fin avant l'apparition du maximum de vitesse (V). Quant aux activités électromyographiques du biceps et du brachioradialis, celles-ci présentent un silence électrique qui se manifeste pendant toute la durée (d_{AG}) de l'activité du triceps et cesse peu avant la date maximum de vitesse. A ce silence dont la durée (t_{ANT}) est exprimée par rapport au début de l'activité du triceps, fait suite une activité phasique des deux muscles antagonistes. Comme on peut le constater, les dates de début et de fin d'activité de ces deux muscles sont à peu près identiques.

2 - Evaluation de l'antéposition

Par antéposition, nous entendons la période de latence de l'activité mécanique par rapport au début de l'activité électromyographique du ou des muscles agonistes. La durée de cette période peut être facilement évaluée pour autant que les seuils de détection des activités mécaniques soient suffisamment faibles. C'est pourquoi nous nous sommes référés à la trace mécanique la plus sensible, à savoir l'accélération tangentielle. La mesure de cette latence, exprimée en millisecondes a été effectuée par la méthode de l'échantillonnage numérique appliquée simultanément aux tracés accélérométrique et électromyographique



- Figure 46 -

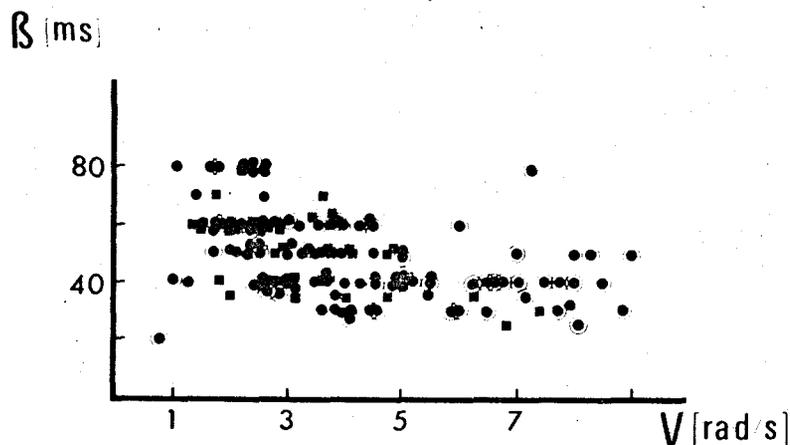
Mise en évidence de l'antéposition du tracé EMG de l'agoniste sur le tracé mécanique.

En A : les tracés 1 et 3 correspondent respectivement à l'activité EMG de l'agoniste et la première onde du tracé accélérométrique.

En B : visualisation de la période correspondant à l'antéposition (zone de surbrillance).

Le pas d'échantillonnage est de 1 ms.

du muscle agoniste (Fig. 46 A). Nous avons choisi comme pas d'échantillonnage une milliseconde. Afin de standardiser le repérage des dates des activités mécanique et électromyographique, nous nous sommes fixés un seuil constant légèrement supérieur au bruit de fond de ces deux signaux. Le choix de ce seuil permet de délimiter cette période de latence β (v. fig. 46 B). La valeur chiffrée de cette période est inscrite sur l'imprimante. Pour chaque mouvement, à la valeur V est associée celle de l'antéposition (β). On obtient ainsi pour chaque sujet et pour chaque inertie, la variation de β en fonction de V. Comme on peut le constater sur la figure 47 obtenue pour un sujet et trois conditions d'inertie, les valeurs de β sont comprises entre 30 et 80 ms. Bien que β semble diminuer quand V augmente, il est difficile de se prononcer sur cette tendance étant donné l'imprécision des mesures pour les faibles valeurs de V. Aussi, nous ne considérons que la valeur moyenne de β . Celle-ci est égale à 49 avec un écart-type de 15. La répartition en fréquence des différentes valeurs de β fait apparaître que l'inertie n'influe pas sur la valeur de l'antéposition.



- Figure 47 -

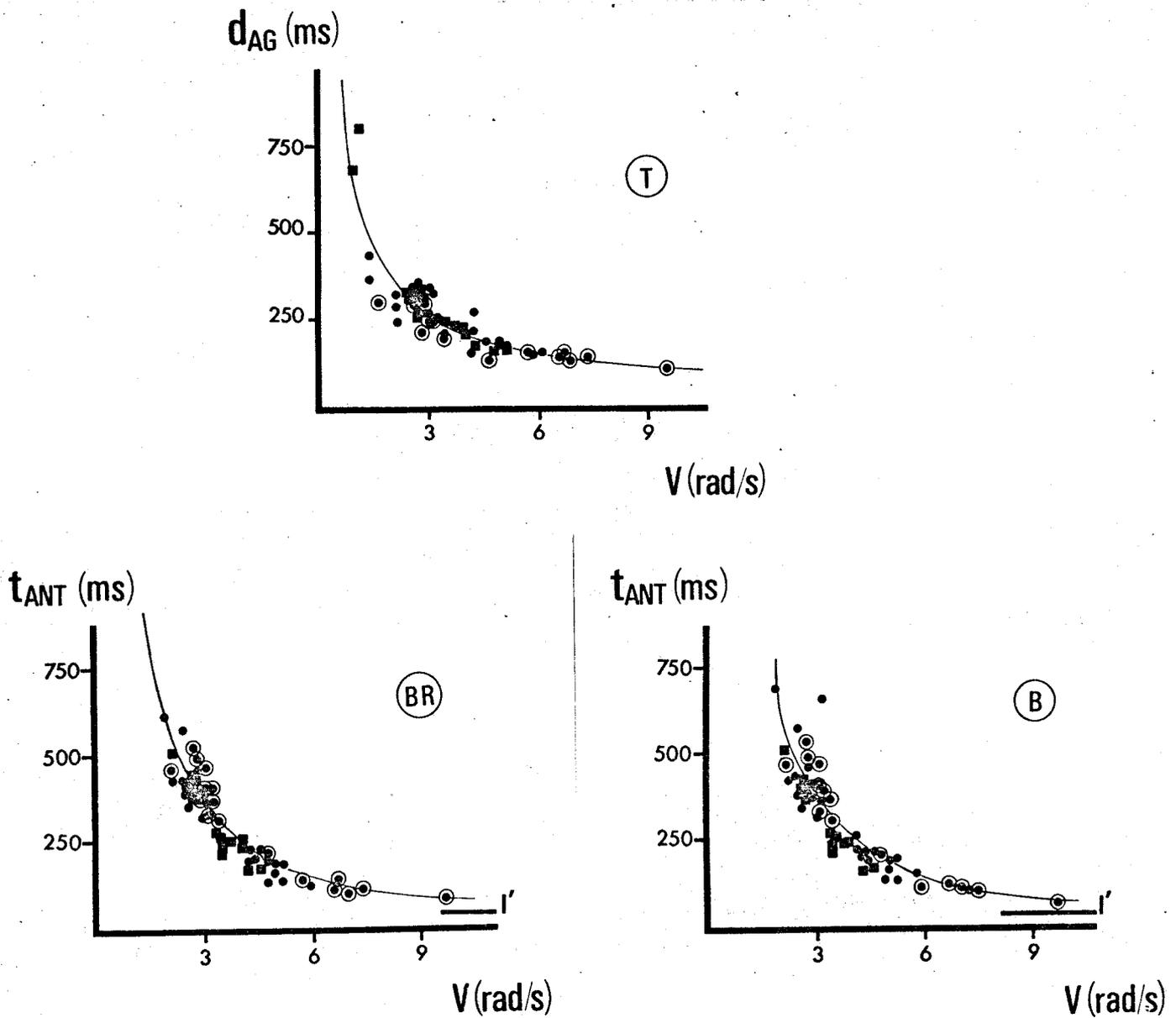
Relation entre la valeur de l'antéposition (β)
et la vitesse maximum (V).

Les trois symboles \odot \bullet \blacksquare correspondent respec-
tivement à I_0 , I_3 et I_5 .

3 - Evolution des paramètres séquentiels (d_{AG} et t_{ANT})

Pour chaque mouvement, à la valeur du maximum de vitesse (V) atteint, exprimée en rad/s on associe celle de la date de cessation de l'agoniste (d_{AG}) et celles des dates d'apparition (t_{ANT}) des antagonistes. Comme on peut le constater sur la figure 48 établie pour un sujet, les fonctions qui définissent les courbes ont le caractère commun et remarquable d'être, du moins dans le domaine de variations exploré, des fonctions continues, monotones et décroissantes, indépendantes de I et du sujet et généralement peu dispersées.

La recherche par une méthode de moindres carrés du meilleur ajustement des relations obtenues montre que de cinq fonctions testées (droite, exponentielle, puissance, parabole et



- Figure 48 -

Evolution des paramètres séquentiels d_{AG} et t_{ANT} en fonction de la vitesse maximum (V) atteinte au cours de chaque mouvement.

d_{AG} et t_{ANT} représentent la date respective de cessation de l'activité agoniste et d'excitation de l'antagoniste.

■ I_5 ; ● I_3 ; ⊙ I_0 .

hyperbole) c'est la courbe en puissance ($y = ax^b$) qui présente le coefficient de corrélation le plus élevé ($91 \leq r \leq 93$ pour $N = 70$). Aussi les relations entre V et t_{ANT} ou d_{AG} peuvent être considérées comme indépendantes de I et linéaires en double échelle logarithmique.

Afin de tester si les trois courbes obtenues : ($d_{AG} = aV^b$; $t_{ANT-B} = a'V^{b'}$ et $t_{ANT-BR} = a''V^{b''}$) sont significativement différentes, nous avons calculé à partir de nos résultats exprimés en double échelle logarithmique, le t de STUDENT-FISCHER.

Courbe	d_{AG} et t_{ANT-B}	d_{AG} et t_{ANT-BR}	t_{ANT-B} et t_{ANT-BR}
t	2.71	2.80	1.02
P	.01	.01	

D'après le tableau ci-dessus, il ressort que si la différence de pente est nettement significative (.01) pour les courbes d_{AG} et t_{ANT} , elle ne l'est pas pour les courbes t_{ANT-B} et t_{ANT-BR} . Ce résultat est valable pour l'ensemble des sujets. Aussi, sachant que les dates d'activité des fléchisseurs sont identiques (v. p.60), on peut écrire :

$$d_{AG} = aV^b \quad ; \quad t_{ANT-B} = t_{ANT-BR} = a_1 V^{b_1}$$

les valeurs de a et a_1 ; b et b_1 étant respectivement égales à 0.597, 1.333, - 0.771, - 1.218, si V est exprimé en rad/s et t ou d en seconde.

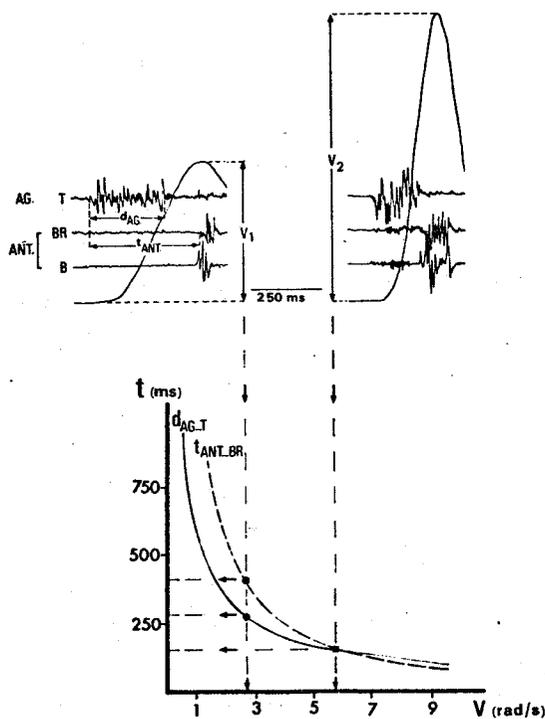
Si les fonctions d_{AG} , t_{ANT-B} et t_{ANT-BR} sont représentées sur un même graphique (v. fig.49), on constate qu'elles présentent un point d'intersection ayant pour abscisse 5,8 rad/s. Cette valeur particulière permet, à la précision de nos mesures, de définir deux types d'activité :

i) si V est inférieur à 5,8 rad/s, on a $t_{ANT} > d_{AG}$. On en déduit que les séquences agoniste et antagoniste se succèdent et présentent un silence électrique commun (SEC). Plus V est faible, plus la date de la séquence antagoniste est tardive. Cette séquence peut disparaître totalement pour de faibles valeurs des maxima de vitesse ($1,5 \leq V \leq 3$ rad/s selon l'inertie qui s'oppose au mouvement).

ii) si V est supérieur à 5,8 rad/s, on a $t_{ANT} < d_{AG}$. Les séquences agonistes et antagonistes se recouvrent partiellement.

Ce recouvrement est d'autant plus important que V augmente. Il faut néanmoins remarquer que pour ce type de plan d'action, les antagonistes présentent pendant la période d'activité de l'agoniste une activité vraisemblablement tonique qui se différencie nettement de l'activité phasique du triceps comme le montre l'enregistrement situé à droite et en haut de la figure 49. Cette activité tonique qui accompagne celle du triceps pourrait être liée à un phénomène de co-contraction déjà observé par DERN et coll. (1947). Bien que les mécanismes responsables de ces co-contractions soient mal connus, ils sont généralement évoqués par des stimulations de forte intensité, appliquées au niveau du cortex moteur (BOSMA et GELLHORN, 1946 ; ASANUMA et WARD, 1971). Ces observations sont à rapprocher de celles qui ont pu être faites au cours de la contraction isométrique et anisométrique maximales (PERTUZON, 1972).

- Figure 49 -



Caractéristiques temporelles des activités réciproques des muscles agonistes et antagonistes.

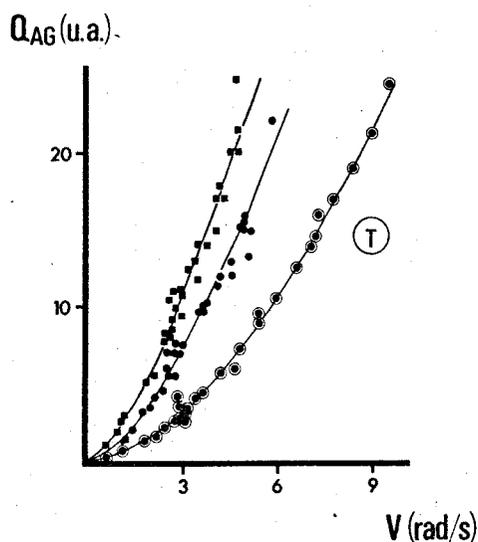
En haut : enregistrements de deux mouvements d'extension volontaire. Les maxima de vitesse angulaire sont figurés par V_1 et V_2 . Le mouvement représenté à gauche est effectué contre une inertie I_3 , celui de droite contre une inertie I_0 . La signification des symboles est identique à celle de la figure 45.

En bas : relations entre V et les paramètres séquentiels d_{AG} et t_{ANT} ; la projection des valeurs V_1 et V_2 sur l'axe des abscisses permet de définir les valeurs respectives de ces deux paramètres.

II - ETUDE DE L'EVOLUTION DES PARAMETRES QUANTITATIFS DES SEQUENCES AGONISTE-ANTAGONISTE

1 - Séquence agoniste

A l'EMG intégré du triceps (Q_{AG}) calculé pendant la durée de la séquence motrice agoniste, on associe la valeur V . Quelle que soit l'inertie, il apparaît une relation quadratique entre Q_{AG} et V . La courbure des graphiques augmente avec I (Fig. 50). Par contre, si le niveau d'activité Q est exprimé en fonction du travail mécanique, W , on constate une relation linéaire entre Q et W dont la pente n'est pas affectée

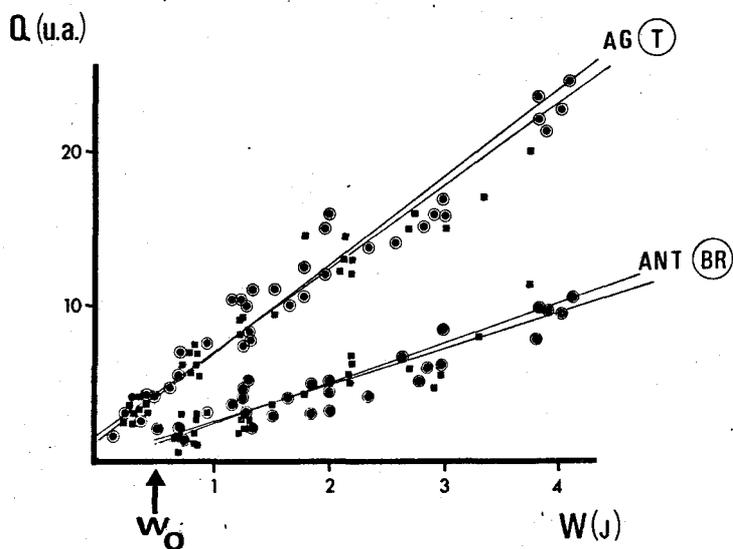


- Figure 50 -

Relation entre le niveau d'activité (Q) de la séquence motrice agoniste et la vitesse V .

- I_5
- I_3
- ⊙ I_0

par la valeur de l'inertie. Pour un sujet donné, nous avons fait figurer sur le graphique de la figure 51 les points correspondants aux deux inerties extrêmes I_0 et I_5 . On remarque que la dispersion est faible ($r = .98$ pour $N = 65$).



- Figure 51 -

Relation entre le travail mécanique (W) et les niveaux d'activité (Q) des séquences respectives de l'agoniste (AG-T) et d'un antagoniste (ANT-BR).

Ce graphique a été établi pour deux inerties :
 I_0 ● et I_5 ■ .

W_0 : seuil de travail à partir duquel est évoquée l'activité antagoniste (v. p.156).

2 - Séquence antagoniste

Quelle que soit l'inertie considérée, les résultats font apparaître l'existence d'une relation linéaire entre le travail et l'EMG intégré du biceps et du brachioradialis. La pente des relations $Q_{ANT-B} - W$ et $Q_{ANT-BR} - W$ n'est pas affectée par la valeur de l'inertie. La dispersion est toujours très faible comme on peut le constater sur la figure 51 où nous avons représenté la relation $Q_{ANT-BR} - W$ ($r = .93$ avec $N = 51$) correspondant aux mêmes mouvements que ceux de la relation $Q_{AG-T} - W$.

III - EXAMEN DES RELATIONS $EMG-T = f(\Theta \text{ et } \Theta')$
ET $EMG-B = f(\Theta \text{ et } \Theta')$

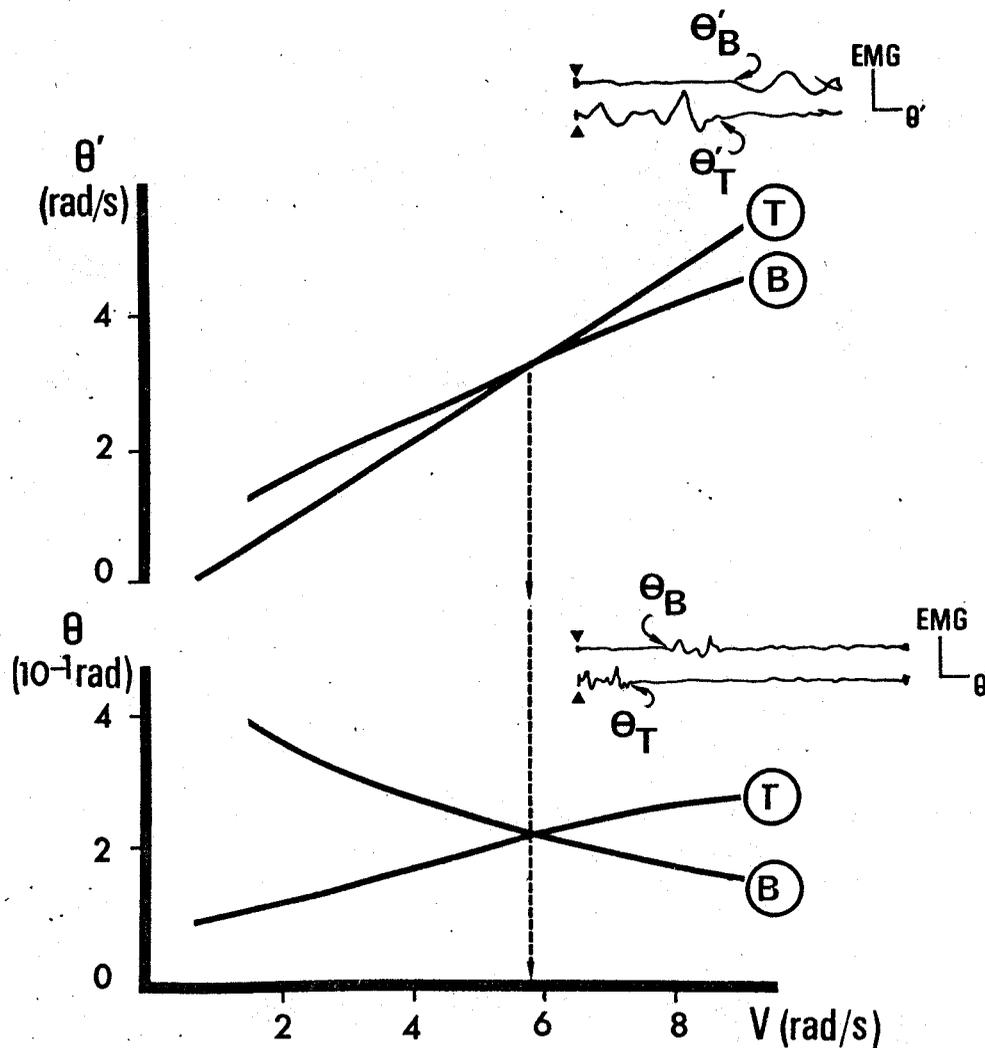
Sachant que le freinage des mouvements actifs d'extension est assuré par la cessation d'activité de l'agoniste et la mise en jeu des antagonistes, nous examinerons ici la date de déclenchement de ce processus de freinage en se référant aux variables cinématiques angulaires (Θ et Θ').

L'étude de l'évolution du signal électromyographique du triceps et du biceps en fonction du déplacement (Θ), et de la vitesse (Θ') angulaires a été réalisée à partir d'enregistrements paramétriques. Ce travail porte sur un ensemble de 150 enregistrements représentatifs des différentes gammes de vitesse, des trois inerties et des sujets examinés.

L'examen de l'ensemble des tracés paramétriques $EMG-T$ et $EMG-B = f(\Theta)$ ainsi que $EMG-T$ et $EMG-B = f(\Theta')$ montre que la fin des activités EMG du triceps et le début des activités du biceps ne se manifestent nullement à partir d'une valeur constante d'angle (Θ_T et Θ_B) ou de vitesse angulaire (Θ'_T et Θ'_B) (Fig.52).

Afin de visualiser l'évolution de Θ_T et Θ_B et Θ'_T et Θ'_B , nous leur avons associé la valeur correspondante de V . On constate qu'indépendamment de l'inertie, Θ'_B et Θ'_T sont des fonctions croissantes et continues de V . Par contre, la relation Θ_B-V , indépendante de I , est une fonction décroissante et continue de V . Nous avons représenté sur la figure 52 A et B l'évolution de ces valeurs en fonction de V . Ces graphiques concernent les mouvements effectués par un sujet et contre les deux inerties extrêmes. Il est intéressant de souligner que les courbes Θ_T ou $\Theta'_T = f(V)$ et Θ_B ou $\Theta'_B = f(V)$ présentent un point d'intersection pour une valeur de V égale à 5,8 rad/s. A partir de cette valeur remarquable, identique à celle déterminée par l'intersection des courbes $d_{AG} = f(V)$ et $t_{ANT} = f(V)$ (Fig.49), on peut retrouver les deux types d'activité décrits précédemment :

i) si $V < 5,8$ rad/s, on remarque que les valeurs respectives de Θ_T ou Θ'_T qui définissent la date de cessation de l'activité du triceps sont inférieures à celles de Θ_B ou Θ'_B



- Figure 52 -

Evolution en fonction de V des valeurs θ'_T , θ'_B , θ_T et θ_B à partir desquelles cesse l'activité de l'agoniste (T) et se déclenche l'activité de l'antagoniste (B).

Nous avons représenté sur ce graphique deux couples d'enregistrements paramétriques : $EMG(B \text{ et } T) = f(\theta')$ et $EMG(B \text{ et } T) = f(\theta)$. Les flèches indiquent les valeurs respectives de θ' et θ comptées à partir du début des enregistrements figuré par le symbole \blacktriangle .

Le calibrage représente : $EMG = 3 \text{ mV}$; $\theta' = 5 \cdot 10^{-1} \text{ rad/s}$; $\theta = 5 \cdot 10^{-2} \text{ rad}$.

Le trait en tiretés indique la valeur de l'abscisse correspondant aux points d'intersection des deux couples de relations : θ'_T et $\theta'_B = f(V)$ et θ_T et $\theta_B = f(V)$.

(v. explications dans le texte).

Afin de simplifier le graphique, nous n'avons fait figurer que les courbes d'ajustement des points expérimentaux :
 $\theta_B = 0.44 V^{-0.42}$; $\theta_T = 0.10 V^{0.44}$; $\theta'_B = 0.91 V^{0.74}$ et
 $\theta'_T = 0.64 V^{-0.43}$ ($89 \leq r \leq 91$).

correspondant à la naissance de l'activité du biceps. Les activités réciproques du triceps et du biceps présentent donc une période commune de silence électromyographique (SEC).

ii) inversement, si $V > 5,8$ rad/s, on constate que $\Theta_T > \Theta_B$ et $\Theta'_T > \Theta'_B$. Dans ce cas, les activités réciproques du triceps et du biceps se recouvrent partiellement.

C - DISCUSSION

Notre discussion portera en premier lieu sur l'appréciation de la consistance de nos résultats et de la généralité qu'il est possible de leur reconnaître. Nous tenterons en second lieu de démontrer que le processus de freinage est inscrit dans un programme moteur agoniste-antagoniste qui évolue essentiellement en fonction de la consigne vitesse donnée au sujet, ce qui implique que certains montages réflexes classiques peuvent ne pas se retrouver. Enfin, nous essaierons de nous déterminer sur la nature du système de commande qui sous-tend ce programme moteur

I - CONSISTANCE ET GENERALITE DU CARACTERE EVOLUTIF DES ACTIVITES RECIPROQUES AGONISTE-ANTAGONISTE

Les relations qui caractérisent l'évolution des paramètres séquentiels et quantitatifs des activités réciproques agoniste et antagoniste sont relativement peu dispersées comme l'attestent les valeurs élevées des coefficients de corrélation. Cette faible dispersion se retrouve quelles que soient les situations expérimentales (inertie, valeur de la vitesse atteinte). Toutes ces relations sont également reproductibles, à un coefficient près, d'un sujet et d'un examen à un autre. Il en ressort que ces éléments plaident en faveur de la consistance de ces relations. Il est alors tentant de s'interroger sur le caractère de généralité que l'on peut leur accorder.

A cet effet, il est intéressant de rappeler ici qu'une tentative de catégorisation des plans de coopération biceps-triceps a été réalisée en se basant sur les caractères temporels des patterns musculaires donnés comme reproductibles d'un sujet et d'un examen à un autre (LESTIENNE et BOUISSET, 1971 et 1973). Cette catégorisation concernant le mouvement primaire (v. fig.3) a permis de distinguer trois types de plans de coopération musculaire qui surviennent successivement à mesure que la vitesse augmente :

- le type L est caractérisé essentiellement par une activité agoniste,
- le type S est défini par une activité successive de l'agoniste et de l'antagoniste comportant un silence électrique commun (SEC)
- le type R se distingue du précédent par le recouvrement partiel des activités de l'agoniste et de l'antagoniste.

Cette catégorisation a été entreprise à partir de mouvements unidirectionnels de flexion ou d'extension effectués dans des conditions expérimentales semblables pour l'essentiel à celles adoptées pour nos mouvements. Par contre, l'excursion angulaire est limitée à $\pm 20^\circ$ de part et d'autre de la position d'équilibre de l'articulation, l'arrêt du mouvement étant effectué présence de feedback visuel. Or, indépendamment de l'existence ou de la non-existence d'un contrôle visuel, nos résultats (v. p.147 et 148) montrent à l'évidence que l'on retrouve au cours du mouvement primaire, ces trois catégories de plan de coopération biceps-triceps.

1 - Paramètres séquentiels

a - cas des mouvements lents

En se référant aux résultats de LESTIENNE et BOUISSET, 1971 et 1973), il apparaît que le passage du type L au type S dépend non seulement de la valeur de la vitesse mais encore de l'inertie. Les limites supérieures du type L et les limites inférieures du type S correspondent alors à une valeur et une seule de la force agoniste (v. fig.3). Ce résultat est parfaitement compatible avec l'existence d'un seuil de force (F_0) en deçà duquel le freinage du mouvement est assuré par les seules forces passives qui s'opposent au mouvement (v. p.73). Or, en ce qui concerne les mouvements d'extension effectués en absence de contrôle visuel, il faut souligner que nous retrouvons également ce type d'organisation motrice ou type L. En effet, pour les mouvements atteignant des maxima de vitesse inférieurs à 3 rad/s pour l'inertie la plus faible (I_0) et 1,5 rad/s pour l'inertie la plus élevée (I_5), on ne constate généralement aucune activité antagoniste phasique. Le travail mécanique (W) correspondant à ces mouvements pouvant être facilement calculé alors que l'évaluation de F présente des

difficultés non négligeables du fait de la schématisation de la géométrie musculo-squelettique du triceps (v. CNOCKAERT et PERTUZON, 1974), il apparaît que l'activité antagoniste se manifeste lorsque le travail mécanique (W) fourni est égal ou supérieur à 0,4 joules. La relation $Q_{ANT-BR}-W$ permet de visualiser l'existence de ce seuil W_0 (Fig.51). Ces données accréditent le fait que l'activité antagoniste est évoquée à partir d'un seuil défini à la fois par la vitesse et l'inertie ($W = 1/2 IV^2$).

Aussi, sachant qu'il existe (v. fig.54) une étroite interdépendance entre V et les caractéristiques cinématiques angulaires (BOUISSET et LESTIENNE, 1974), on peut, si l'on schématise tant soit peu, associer à ce seuil W_0 un seuil de force agoniste F_0 . Il en résulte que cette référence à la force agoniste permet de généraliser cette notion de seuil de force en deçà duquel se manifeste le programme-moteur de type ACANT qui soutient l'exécution des mouvements lents.

b - cas des mouvements rapides

En ce qui concerne les mouvements effectués à des vitesses plus élevées, nos résultats montrent l'existence d'un seuil de vitesse (5,8 rad/s) indépendant de I , à partir duquel l'activité antagoniste débute avant que ne cesse l'activité agoniste (v. fig.49).

Il est à noter que ce résultat se retrouve lorsque nous considérons l'évolution des activités EMG du biceps et du triceps en fonction des variables cinématiques angulaires. En effet, nous avons constaté que la valeur de l'abscisse du point d'intersection des courbes, Θ_T ou $\Theta'_T = f(V)$ et Θ_B ou $\Theta'_B = f(V)$ (v. fig.52) est égale à 5,8 rad/s. De part et d'autre de cette valeur et indépendamment de I , il est donc possible de définir le type S et le type R.

Enfin, nous apportons de nouveaux éléments qui soulignent le caractère évolutif des différentes séquences motrices. La date de cessation de l'activité agoniste et la date d'activité des antagonistes étant des fonctions continues et décroissantes de V , il en résulte que la période d'inactivité musculaire des agonistes et des antagonistes décroît lorsque V augmente et disparaît pour $V = 5,8$ rad/s (v. fig.47). Ainsi, se trouve confirmée la remarque qui avait été faite au sujet de la durée du SEC (LESTIENNE, 1971), qui en première analyse, semblait

diminuer au fur et à mesure que V augmente. De plus, il est intéressant de constater que c'est non seulement la naissance de l'activité antagoniste qui est d'autant plus précoce que V augmente mais encore la cessation de l'activité agoniste. En définitive, nos résultats démontrent l'évolution simultanée et continue des séquences agoniste et antagoniste en fonction d'une seule contrainte : la vitesse ; cette évolution allant dans le sens d'une augmentation de la période d'inactivité simultanée des agonistes et des antagonistes lorsque V décroît, l'activité antagoniste pouvant totalement disparaître.

2 - Paramètres quantitatifs

Les caractères temporels des séquences musculaires qui ont jusqu'ici été essentiellement considérés, ne constituent de toute évidence qu'un élément de l'activité motrice phasique agoniste-antagoniste. Les résultats auxquels ils permettent d'aboutir impliquent également des résultats consistants, en ce qui concerne le niveau d'activité de ces séquences, évalué à partir de l'activité électromyographique intégrée. C'est ainsi que nous avons pu confirmer que le niveau global d'excitation de la séquence agoniste est une fonction : i) quadratique de V dont la courbure augmente avec l'inertie, ii) linéaire de W indépendante de l'inertie. Cette proportionnalité entre Q et W a été également établie pour la séquence antagoniste.

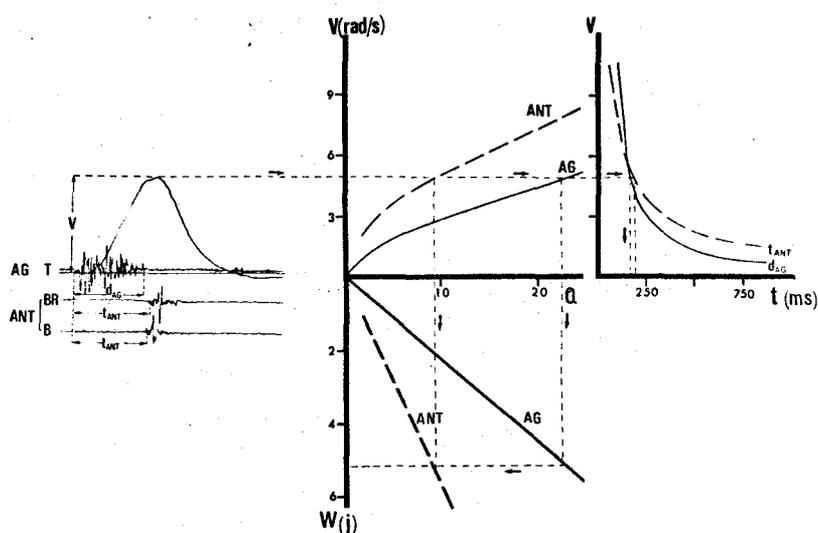
L'analyse de l'interdépendance des relations V-Q et W-Q permet, en fonction des résultats de GOUBEL (1974), de souligner l'existence d'une réelle cohérence entre ces deux types de relations ce qui renforce leur caractère de consistance.

II - PROGRAMME MOTEUR AGONISTE-ANTAGONISTE ET CONDITIONS D'EXECUTION DU MOUVEMENT

L'exposé qui précède montre donc que, dans des conditions strictes et bien délimitées, les résultats sont suffisamment consistants pour être considérés comme des éléments d'appréciation de l'évolution d'un programme moteur agoniste-antagoniste en fonction des conditions d'exécution du mouvement : vitesse, amplitude et inertie.

1 - Programme moteur agoniste-antagoniste et Inertie

L'organisation de ce programme moteur est basée sur une interdépendance entre, d'une part la vitesse maximum (V) du mouvement et les paramètres séquentiels (t_{dAG} et t_{ANT}) et d'autre part le travail mécanique (W) et les paramètres quantitatifs (Q_{AG} et Q_{ANT}). En d'autres termes, pour une même inertie, se donner la valeur de la vitesse maximum revient à se donner les paramètres du programme moteur. C'est ce que l'on a représenté sur la figure 53 où sont reportés les trois couples de relations $V-t$, $V-Q$ et $Q-W$. Par contre, pour une autre inertie, si l'on se donne la même valeur V , seuls les paramètres séquentiels resteront identiques alors que les paramètres quantitatifs présenteront des valeurs différentes telles que la proportionnalité entre Q_{AG} et W et Q_{ANT} et W soit respectée.



- Figure 53 -

Interrelations entre les paramètres séquentiels et quantitatifs du programme moteur agoniste-antagoniste.

A gauche : enregistrement d'un mouvement d'extension volontaire. Les symboles utilisés sont ceux de la figure 45.

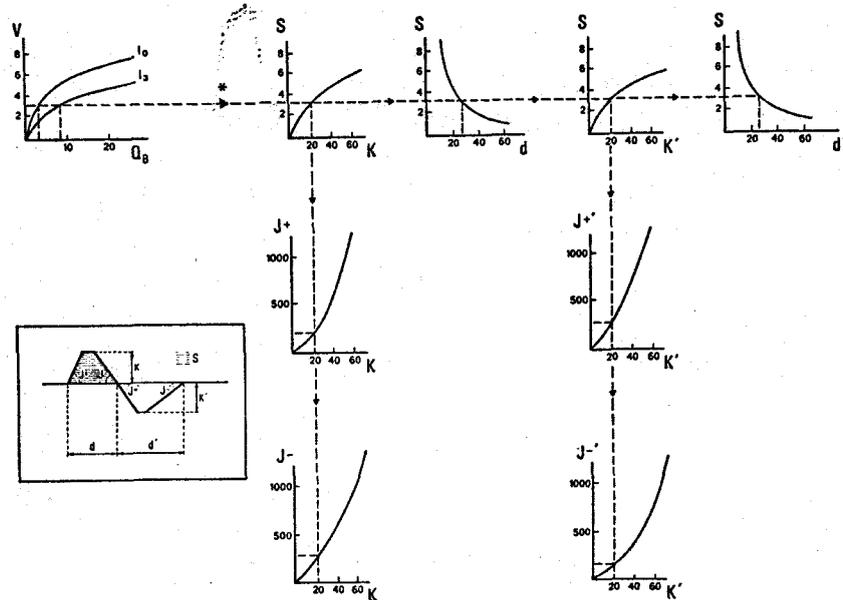
A droite et au centre : schématisation de l'évolution des paramètres séquentiels (t_{dAG} et t_{ANT}) et quantitatifs (Q_{AG} et Q_{ANT}) en fonction des variables cinématique et mécanique (V et W).

Voir explications dans le texte.

En définitive, l'effet de l'inertie sur ce programme moteur n'est sensible que sur les paramètres quantitatifs c'est-à-dire sur le niveau de la commande respective des agonistes et des antagonistes. Un tel résultat est somme toute assez remarquable. En fonction des considérations sur la constance de nos résultats, il est probable que ce programme moteur se retrouve dans le cas plus général des mouvements monoarticulaires exécutés dans des conditions d'exigences perceptives différentes - avec ou sans contrôle visuel - pour autant que la stabilité des conditions expérimentales soient respectées. Il constitue en tout cas le reflet de l'organisation motrice très précise du mouvement étudié en fonction des consignes données au sujet - vitesse et respect de l'amplitude.

2 - Caractère "critique" de la consigne vitesse

Il n'est pas indifférent de rappeler ici qu'un système de consigne définit également une famille de tracés mécaniques et une seule (BOUISSET et LESTIENNE, 1974). En effet, au moyen d'une représentation mathématique du tracé accélérométrique des mouvements unidirectionnels de flexion ou d'extension (LESTIENNE, 1971) une interdépendance a pu être mise en évidence entre la vitesse maximum V du mouvement et les divers paramètres qui caractérisent la forme du tracé accélérométrique. Les résultats montrent que quelle que soit l'inertie se donner la valeur de la vitesse maximum revient à se donner la forme exacte du mouvement primaire. C'est ce que l'on a représenté sur la figure 54 où sont reportées les huit relations concernant les paramètres de forme du mouvement. La consigne de vitesse paraît donc primordiale. Celle-ci porte sur la plus ou moins grande rapidité que le sujet s'impose consécutivement à l'indication qui lui est donnée avant le début du mouvement. Cette rapidité - c'est-à-dire la valeur maximale à atteindre - une fois choisie, une courbe de mouvement, et une seule, lui correspond dans la famille de toutes les courbes possibles. Le caractère critique de cette consigne, déjà signalée par WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) se retrouve, comme nous l'avons vu précédemment, lorsque l'on considère l'évolution des paramètres séquentiels du programme moteur antagoniste-agoniste.



- Figure 54 -

Interrelations entre paramètres de forme du mouvement de flexion limitée volontairement en amplitude. (d'après BOUISSET et LESTIENNE, 1974).

La durée (d), l'amplitude (k) et les pentes (J^+ , J^-) des boucles d'accélération et de décélération définissent les paramètres de forme du mouvement étudié.

Une représentation trapézoïdale de chacune des deux ondes permet d'identifier ces paramètres.

En encadré : représentation trapézoïdale de la courbe d'accélération, avec figuration de la signification des paramètres de forme considérés.

A l'extrême gauche est figurée la relation V et Q_B .

Sur le reste de la figure sont reportées les huit relations concernant les paramètres de forme du mouvement. Comme on le voit, en entrant dans la figure au niveau de la relation entre S et K (marquée d'une astérisque) et en suivant les lignes en tiretées vers la droite et vers le bas, connaître la valeur de S , c'est-à-dire la valeur maximale de la vitesse V , permet de connaître, de proche en proche, la forme exacte du mouvement.

Unités : accélération (θ'' , K , K') en rad/s/s ; jerks (J^+ , J^- , $J^{+'}$, $J^{-'}$) en rad/s/s/s ; vitesse (S , V) en rad/s ; durées (d , d') en $1/100 \text{ s}$; EMG intégré (Q_B) en unités arbitraires.

Cette indépendance de l'inertie vis à vis de la cinématique du mouvement et des paramètres séquentiels du programme moteur laisse supposer que l'inertie est une constante du système considéré, et contrairement à la vitesse, ne constitue pas une des consignes du mouvement. Ces résultats incitent à considérer que cette non dépendance de la cinématique du mouvement à la valeur de l'inertie résulte de la capacité du programme moteur agoniste-antagoniste à s'adapter à des conditions mécaniques variées (MARSDEN et coll., 1972), le résultat final restant constant. C'est les caractéristiques mêmes d'un système adaptatif (INBAR, 1972 ; STEIN, 1974) qui se traduit au plan des synergies musculaires parce que LIVINGSTON et coll. (1951) ont appelé leur "plasticité", cette plasticité se manifestant ici seulement au niveau des paramètres quantitatifs.

III - PROGRAMME MOTEUR AGONISTE ET ANTAGONISTE ET MECANISME DE L'INHIBITION RECIPROQUE

Dans un tel programme moteur, il est intéressant de noter que les montages réflexes médullaires classiques peuvent ne pas se retrouver. C'est le cas, en particulier, de l'inhibition réciproque (SHERRINGTON, 1906).

En effet, comme l'ont montré nos résultats, l'activité antagoniste présente une variabilité chronologique telle que pour les mouvements dont la vitesse est supérieure à 5,8 rad/s un recouvrement partiel des EMG des muscles agoniste et antagoniste peut être observé. L'existence de ce recouvrement partiel des activités électriques semble être en contradiction avec l'idée généralement admise selon laquelle, durant l'activité des agonistes, les antagonistes sont relâchés et réciproquement. A ce sujet, BASMAJIAN (1967) affirme que la coordination nerveuse est si précise qu'il n'est pas nécessaire que l'antagoniste et l'agoniste soient simultanément mis en jeu. Selon lui, "la règle est la relaxation de l'antagoniste". Ainsi, la thèse la plus répandue précise que la contraction d'un muscle provoque, par l'intermédiaire de récepteurs fusoriaux, une inhibition du muscle antagoniste. Cependant, il avait déjà été prévu (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1925) que le relâchement de l'antagoniste

puisse parfois se manifester très peu avant ou après la mise en jeu de l'activité des agonistes. C'est pourquoi, FESSARD (1927) commentant le travail de WACHHOLDER sur le mouvement volontaire, préfère affirmer que, dans l'association agoniste-antagoniste, l'un des muscles se signale plutôt par l'accentuation de son inactivité. A l'appui de cette thèse, on peut rappeler que WACHHOLDER avait déjà souligné que la réciprocité n'était pas totalement réalisée pour des mouvements plus complexes et qu'elle était totalement masquée pendant le raidissement musculaire.

Il faut également citer ici la thèse de PERSON (1965) sur l'activité des muscles antagonistes mis en jeu au cours du mouvement volontaire. Elle s'est particulièrement intéressée au mécanisme de l'inhibition réciproque qui est, selon elle, un mécanisme morpho-physiologique inné sous-tendant l'activité motrice de la moelle mais qui n'intervient pas de façon impérative au cours du mouvement volontaire. En effet, elle a montré l'existence d'une activité simultanée des agonistes et des antagonistes au cours de mouvements simples tels que la flexion et l'extension du coude. De plus, l'étude de l'activité de nombreux groupes musculaires agonistes et antagonistes lui a permis de déterminer le rôle des antagonistes dans la coordination des mouvements précis au cours de l'entraînement. C'est ainsi qu'au début de l'entraînement, l'activité de l'agoniste est accompagnée d'une activité de l'antagoniste. Celle-ci décroît et parfois disparaît totalement à la fin de l'entraînement. Ces résultats révèlent donc une considérable dissociation dans le temps entre l'activité des agonistes et celle des antagonistes. Il semble donc acquis que l'inhibition réciproque puisse être masquée ou disparaître dans l'organisation de certains mouvements volontaires.

A l'appui de cette thèse, SLAVUTSKY (1971) démontre, à partir d'un modèle bioélectrique du contrôle du mouvement, que la coordination musculaire n'est pas déterminée par des lois strictes. Selon lui, l'activité des antagonistes et des synergistes est mise en jeu de telle manière que l'exécution du mouvement se fasse avec la plus grande précision possible. Ce serait le cortex sensorimoteur qui pourrait éventuellement inhiber les mécanismes spinaux et plus particulièrement ceux de l'inhibition réciproque. Très récemment, HULTBORN (1972) a

montré que l'intervention du mécanisme de l'inhibition réciproque n'est pas impératif et peut ne pas se manifester. Le montage classique laissait prévoir que par l'intermédiaire de la voie inhibitrice I_a (I_a inhibitory pathway), il y aurait nécessairement une diminution de plus en plus importante de l'excitabilité des motoneurones α de l'antagoniste lorsque le réflexe d'étirement mis en jeu au niveau de l'agoniste serait de plus en plus sollicité (LIDDEL et SHERRINGTON, 1924). Or, d'après HULTBORN et LUNDBERG (1972) et HULTBORN et UDO (1972), il est apparu, bien que la fréquence de décharges des fibres I_a croisse linéairement en fonction de l'étirement des agonistes, que le niveau d'excitabilité des motoneurones antagonistes demeurerait constant à partir d'une certaine valeur de la fréquence des décharges des fibres I_a , ce qui laisse penser qu'il y aurait une modulation de cette inhibition des antagonistes. Cette modulation serait réalisée par les cellules de Renshaw (HULTBORN et LUNDBERG, 1972), ce qui n'est pas incompatible avec la possibilité d'une modulation par les voies descendantes (BIZZI et coll., 1971). Ainsi ces différents arguments permettent d'avancer l'hypothèse que les modifications de l'excitabilité des motoneurones agoniste et antagoniste dépendent d'un programme préétabli en fonction des conditions d'exécution du mouvement et peuvent être de ce fait indépendantes du mécanisme rigide de l'inhibition réciproque.

IV - NATURE DU SYSTEME DE COMMANDE SOUS-TENDANT LE PROGRAMME MOTEUR AGONISTE-ANTAGONISTE

En fonction de ce qui précède, il convient de s'interroger sur la nature du système de commande qui sous-tend ce programme moteur agoniste-antagoniste.

Pour autant que la force agoniste (F) développée au cours de ces mouvements soit supérieure ou égale à F_0 , le mécanisme de l'arrêt de ces mouvements est à la fois assuré par la cessation de l'activité des agonistes et l'excitation des muscles antagonistes. Or, l'étude des enregistrements des activités du triceps et du biceps en fonction de l'évolution des variables cinématiques angulaires (Θ et Θ') montre que le processus

de freinage ne peut être associé ni à une valeur constante d'angle ni à une valeur constante de vitesse angulaire, alors que la date de freinage des mouvements imposés d'extension dépend d'une information liée au mouvement. Il est donc peu probable que l'évolution des paramètres séquentiels du programme moteur antagoniste soit le reflet d'un système de commande faisant intervenir un "Feedback central discontinu" permettant aux messages sensoriels liés au mouvement, de jouer le rôle de signal destiné à indiquer la fin de la séquence motrice agoniste et le début de la séquence motrice antagoniste. Le programme moteur agoniste-antagoniste pourrait alors dépendre d'un système de commande unique dans laquelle serait contenu le mécanisme de l'arrêt du mouvement. Comme le laisse envisager le schéma de la figure 53 qui montre la dépendance étroite existant entre les paramètres séquentiels du processus d'accélération et de freinage, l'hypothèse d'une commande à chaîne ouverte qui s'apparenterait à une commande centrale programmée (GRAY, 1950 ; LUNDBERG, 1969 ; SKEKELY et coll. 1969) pourrait alors être évoquée.

Sur la seule base des résultats concernant : i) la non-existence d'un signal lié au déplacement de l'avant-bras et destiné à indiquer le déclenchement du processus de freinage, ii) la dépendance étroite entre les paramètres séquentiels et quantitatifs des processus d'accélération et de freinage, il est évidemment impossible de justifier totalement l'hypothèse d'une commande à chaîne ouverte qui implique une structuration spatio-temporelle des activités musculaires préalable au mouvement et le déroulement de la totalité des séquences motrices agoniste-antagoniste en dehors de l'influence de circuit de rétroaction externe. Cependant, un certain nombre d'autres résultats concernant ce présent travail ainsi que ceux obtenus sur des mouvements similaires, ne peuvent que conforter ce point de vue. Mais avant d'aborder ce dernier point, il nous a semblé nécessaire d'analyser quelques données récentes de la littérature qui reposent le problème relatif à la nature différente des systèmes de commande selon la vitesse du mouvement. (CRAIK, 1947 ; BERNSTEIN, 1966 ; STARK, 1968).

1 - Vitesse du mouvement et système de commande à chaîne ouverte ou fermée

a - mouvements lents et système de commande à chaîne fermée, mouvements rapides et système de commande à chaîne ouverte

KOZLOVSKAYA et coll. (1970 et 1972) ont constaté que chez le singe, entraîné à exécuter des flexions et des extensions du coude dans des conditions expérimentales qui sont, pour l'essentiel, comparables aux nôtres, les mouvements lents présentaient, au cours de leur phase primaire une succession de saccades visibles sur le tracé goniométrique. A chacune de ces saccades était associée une phase d'accélération et de décélération. Ce résultat semble démontrer l'intervention d'un système de commande qui se manifeste par une série de petits ajustements successifs. Par contre, pour les mouvements plus rapides dont la durée est comprise entre 400 et 600 ms, le caractère de discontinuité des tracés mécaniques disparaît totalement. On observe dans ce cas une seule phase d'accélération suivie d'une phase de décélération. En fonction des données de STETSON et BOUMAN (1935) et STARK (1968), les auteurs admettent que chaque séquence, accélération-décélération, serait sous la dépendance d'une commande à chaîne ouverte ; la juxtaposition de plusieurs séquences serait par contre le fait d'une commande à chaîne fermée. Ce résultat est à rapprocher de celui obtenu par DIJKSTRA et DENIER VAN DER GON (1973). A partir d'un modèle simulant le contrôle de l'activité réciproque des agonistes et des antagonistes par l'intermédiaire d'une commande de type α et γ , il a été montré que, pour des mouvements rapides dont la durée n'excède pas 200 ms, la commande de type α serait susceptible d'être la seule à intervenir ; le rôle de la fusimotricité dans le contrôle du mouvement rapide ne serait donc pas prédominant. Des résultats comparables ont été obtenus en se référant à des mouvements répétitifs. C'est ainsi que, chez l'Homme, NEILSON (1972) pense que si la fréquence des mouvements est élevée, généralement comprise entre 2 et 6 Hz pour les mouvements de va-et-vient de l'articulation du coude, le système de commande est à chaîne ouverte.

b - centres nerveux autonomes et système de commande à chaîne ouverte

Cependant cette conception relative à la nature des systèmes de commande qui s'appuie sur la distinction entre mouvements lents et mouvements rapides auxquels on attribue respectivement un système de commande à chaîne fermée et à chaîne ouverte n'est pas partagée par tous les auteurs. Il peut être admis qu'indépendamment de la vitesse, les mouvements peuvent dépendre d'un centre de commande autonome. SCHMIDT (1971) et SCHMIDT et RUSSEL (1972) ont montré que " l'indice de Préprogrammation " qui permet d'estimer la part relative revenant au " contrôle " périphérique ou système de commande à chaîne fermée, ne varie pas en fonction de la vitesse du mouvement, les mouvements lents ou rapides pouvant s'effectuer indépendamment de tout retour sensoriel et être ainsi centralement programmés. TAUB et coll. (1965) pensent également que l'exécution d'une tâche précise ne requiert pas l'intervention de messages sensoriels mais qu'elle dépend d'un système nerveux central indépendant. Ceci suggère qu'un assemblage fonctionnel de neurones - schème - (RUSSEL et BRAIN, 1951) puisse assurer à la fois l'initiation et le contrôle d'activités motrices simples (PINELLI, 1971). Divers travaux ont même permis de vérifier expérimentalement à partir de l'étude des mécanismes de la marche l'importance des systèmes de contrôle indépendant des messages périphériques (ORLOVSKY et SHIK, 1969 ; SHIK et coll., 1966, 1967 ; ORLOVSKY, 1969, 1972 ; ARSHAVSKY et coll., 1972). Ces démonstrations permettent de conclure à l'existence de centres nerveux indépendants situés au niveau spinal (DENNY-BROWN, 1967 ; LUNDBERG, 1969). Ces schémas de mouvement peuvent être néanmoins modulés par les centres nerveux supérieurs (v. MASSION, 1973) au moyen de boucle de rétroaction interne (BIZZI et coll., 1971).

2 - Programme moteur agoniste et antagoniste et programmation centrale

Si l'on admet que les paramètres séquentiels et quantitatifs définissant l'activité motrice sont programmés centralement en fonction des contraintes imposées au sujet, on peut raisonnablement penser que certaines relations entre ces paramètres et les conditions d'exécution du mouvement -

vitesse (V) et travail essentiellement (W) - sont préétablies de telle façon que les séquences motrices soient indépendantes de tout mécanisme de contrôle externe susceptible de modifier le niveau d'excitation du pool des motoneurones agonistes et antagonistes.

a - boucle de rétroaction externe et contrôle du mouvement

Il s'agit de définir une séquence temporelle (\mathcal{J}) au cours de laquelle on peut s'assurer qu'aucune boucle de rétroaction externe ne puisse moduler l'activité motrice.

Le premier élément dont nous disposons concerne la durée de l'antéposition (β). En dehors de toute considération sur la signification physiologique de ce décalage temporel entre l'activité EMG et le tracé mécanique, nous avons vu qu'indépendamment de la vitesse et de l'inertie l'antéposition de l'activité musculaire agoniste par rapport au début de la phase d'accélération est d'environ 50 ms. Cette valeur comparée à celle déterminée par POLAK et VLADYKA (1967) (100 ms) semble faible. Cependant, on doit souligner que ces auteurs ont utilisé le déplacement comme référence de l'activité mécanique ce qui conduit nécessairement à surestimer le décalage entre cette activité et celle des muscles agonistes. En effet, le déplacement varie très peu au début du mouvement alors que le tracé accélérométrique qui est la double dérivée de cette variable présente une brusque variation de pente facile à apprécier. Nous admettons donc que la valeur de l'antéposition ainsi calculée rend compte d'une façon précise du décalage entre le début de l'activité EMG et celui de l'activité mécanique.

Le deuxième élément se rapporte à certaines données de la littérature, obtenues chez l'Homme, qui font état du retard entre le départ d'un message lié au mouvement, son impact au niveau du centre de contrôle et son action en retour sur les effecteurs. On constate que ces délais (ζ) sont variables selon l'origine du centre de contrôle :

i) au niveau spinal, selon ANGEL et coll. (1965), STRUPPLER et coll. (1969) et PERTUZON et LESTIENNE (1971), l'apparition d'un réflexe d'étirement et d'un réflexe d'unloading nécessite un délai d'environ 45 ms.

ii) au niveau cérébelleux le temps minimal pour qu'un changement d'origine proprioceptif puisse devenir efficace est de 100 ms (ECCLES, 1969),

iii) au niveau du cortex cérébral et pour autant que l'information kinesthésique puisse aboutir au niveau de ce centre, certaines données de la littérature psychologique incitent à penser que le délai est de l'ordre de 110 à 120 ms (GIBBS, 1965 ; KEELE, 1968).

b - éléments de discussion en faveur d'une programmation centrale du mouvement

Il en ressort que la durée de cette période $\delta = \beta + \tau$, comprise entre 95 ms et 170 ms selon l'origine de l'éventuel centre de contrôle, est loin d'être négligeable en comparaison des dates de cessation et de début des activités respectives des agonistes et antagonistes. En se reportant aux graphiques de la figure 46 et en considérant le temps minimal de 95 ms à partir duquel il est possible d'évoquer un contrôle d'origine médullaire, on constate que tous les mouvements dont la vitesse est supérieure ou égale à 7 rad/s présentent un programme moteur agoniste-antagoniste tel que d_{AG} et $t_{AN} \leq 95$ ms. Dans ce cas, la commande agoniste et le déclenchement du mécanisme de freinage échappent donc à tout contrôle sensoriel. Aussi, sachant que les paramètres séquentiels et quantitatifs évoluent continûment et suivent des lois bien établies, on peut penser que le processus de commande des mouvements, dont la vitesse est inférieure à 7 rad/s, reste identique à celui des mouvements plus rapides. Le poids de cette démonstration sera d'autant plus important que τ est élevé. Un tel résultat paraît être un élément assez déterminant en faveur de l'hypothèse d'un pré réglage de la commande agoniste et par conséquent de la commande antagoniste.

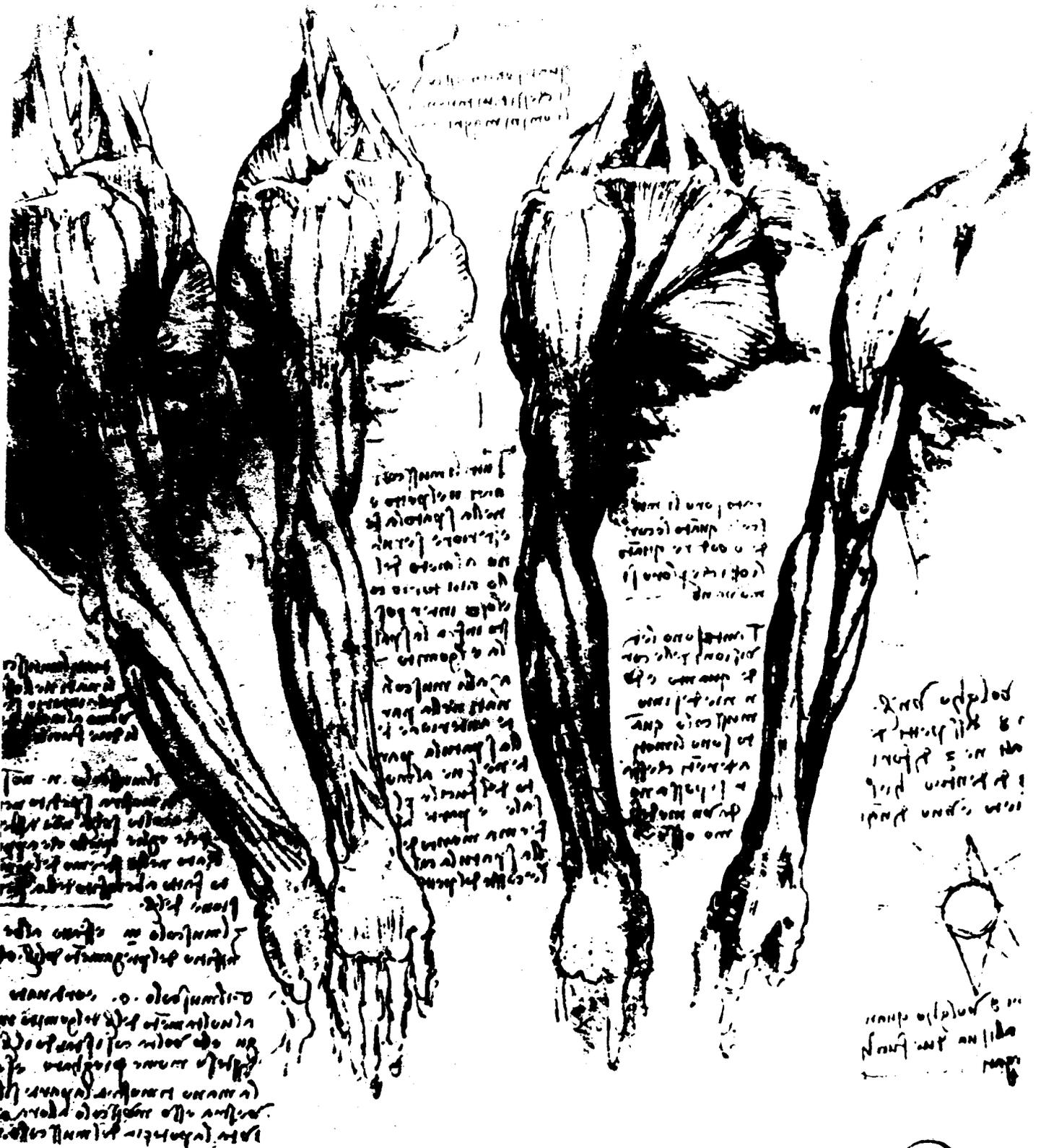
Il n'est pas sans intérêt de rappeler que par le seul examen des tracés cinématiques (v. fig. 56) BOUISSET et LESTIENNE (1974) admettent qu'il est difficile d'exclure l'idée que les caractéristiques de la partie initiale de la courbe d'accélération, c'est-à-dire du jerk, soient impliquées dans le choix de la rapidité du mouvement, ce qui constitue un argument appréciable en faveur de la programmation centrale, du moins pour les mouvements rapides.

Enfin, un argument non négligeable en faveur de l'hypothèse d'une programmation centrale de l'activité agoniste quelle que soit la vitesse du mouvement, réside dans le fait que l'intervalle minimum entre deux battements consécutifs de la même unité motrice qui précède le début du mouvement, présente pour une inertie donnée, une étroite relation avec la vitesse (MATON et BOUISSET, 1972).

* * *

En conclusion, nous avons un certain nombre d'arguments qui convergent vers cette possibilité de programmation centrale du mouvement dans lequel serait inscrit le processus de son arrêt, ce résultat étant valable dans le cas précis de mouvements "appris".

On serait donc tenté d'y voir le signe d'une prédétermination du niveau de la commande agoniste en fonction de la vitesse demandée et de l'inertie qui s'oppose au mouvement. Dès lors, la notion de système adaptable que nous avons évoquée précédemment prendrait ici tout son sens si elle s'adresse à la commande agoniste dont l'entrée, pré-réglée en fonction de la contrainte V s'adapterait en fonction d'un éventuel changement d'inertie.



Muscles du membre supérieur.
(LEONARD DE VINCI, Anatomie, feuillet A,
Fol. 9 verso)



CONCLUSIONS GENERALES

Cette étude, in situ, de l'arrêt d'un mouvement limité volontairement en amplitude et effectué en absence de contrôle visuel, nous a amené à mettre en évidence, selon que le mouvement est : i) imposé au sujet - mouvement passif -, ii) réalisé par le sujet - mouvement actif -, deux processus de freinage.

Dans le premier cas, l'arrêt du mouvement dépend d'un programme moteur ANTagoniste (ANT) dans lequel sont inscrits en fonction du travail mécanique mis en jeu, les différents niveaux d'excitation des muscles antagonistes. Ce programme moteur est déclenché à partir d'un système de commande à boucle de rétroaction externe discontinue (v. fig. 1 c ou d) nécessitant une source d'information caractérisée par un signal susceptible d'être lié à la position articulaire.

Dans le second cas, le processus de freinage est inscrit dans un programme moteur AGoniste-ANTagoniste (AG-ANT) qui serait indépendant de toute information issue du mouvement. Les paramètres de ce programme, essentiellement définis par la consigne vitesse, peuvent s'adapter à des conditions mécaniques variées telles que l'inertie. La commande de ce programme peut s'apparenter à un système à chaîne ouverte (v. fig. 1 a).

I - SOUS-PROGRAMMES ET BOUCLE DE RETROACTION EXTERNE

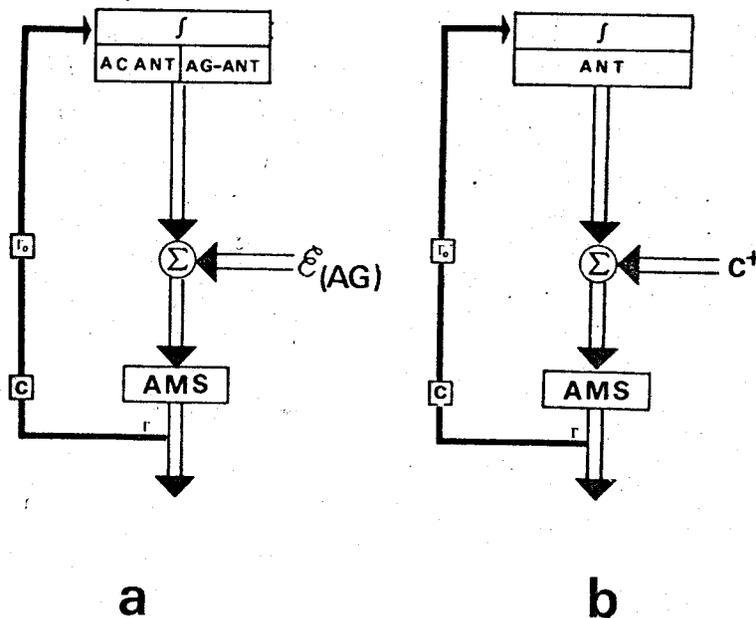
En ce qui concerne le dernier point, il faut signaler que l'activité phasique des muscles antagonistes est évoquée à partir d'un seuil de force ou de travail mécanique (F_0 ou W_0). En dessous de ce seuil, la contraction de l'antagoniste n'est pas nécessaire pour limiter l'amplitude du mouvement. Le processus de freinage serait alors totalement intégré dans un programme moteur de type ACANT basé sur l'équilibre dynamique entre les forces contractiles agonistes et les forces passives antagonistes. Il en résulte que le contrôle de l'arrêt des

mouvements actifs serait assuré par deux types de programme moteur : ACANT ou AG-ANT. Le choix de l'un de ces deux programmes serait déterminé par le niveau de F ou W.

Bien que ces deux programmes moteurs soient très différents, il se dégage très clairement de nos résultats que les composantes essentielles de ces deux programmes n'évoluent pas de façon parallèle mais semblent être distribuées à partir d'un ensemble homogène de relations - séquentielles et quantitatives - formant un continuum (v. fig. 53). Aussi, l'idée d'attribuer ces deux programmes à un système commun de commande constitué de deux sous-programmes peut se justifier. Dans ce cas, la structure de la commande pourrait d'une certaine façon être assimilée à un système à boucle de rétroaction externe discontinue capable, à partir d'une information liée à F ou W, de déclencher l'un ou l'autre de ces deux sous-programmes. Il en résulterait une certaine analogie de structure entre le système de commande des mouvements actifs et des mouvements passifs ; l'information, dans ce dernier cas, étant liée à la position articulaire. La caractéristique essentielle de ce processus commun d'action réside dans le fait que le choix des différentes actions de commande qui s'apparentent ici à une programmation centrale (v. fig. 1 a) dépend, au moins partiellement, de l'évolution du processus commandé, c'est-à-dire de l'appareil musculo-squelettique. Dans ce système, l'information véhiculée par la boucle de rétroaction externe, est quantifiée de façon binaire autrement dit par tout-ou-rien. Cette boucle de rétroaction est constituée par un capteur détecteur d'écart (v. p. 123) approprié à la nature du message périphérique Γ et d'un dispositif à seuil (Γ_0) capable de délivrer à partir de Γ un signal binaire prenant la valeur 1 ou 0 selon que l'identité $\Gamma = \Gamma_0$ est réalisée ou non. En fonction de ces remarques, nous pouvons présenter à l'aide de deux diagrammes (Fig. 55), la schématisation de ce système de commande appliqué aux deux types d'activité cinétique que nous avons rencontrés.

La structure de ces deux systèmes appelle quelques remarques. Selon le type de mouvement, l'entrée du système doit être assurée soit par un couple moteur externe (C^+), soit par un ordre moteur d'origine corticale qui initie la contraction des agonistes (AG). Ces deux entrées constituent en fait la commande principale qui, en fonction des contraintes externes imposées - mouvements passifs - ou du projet du

mouvement - mouvements actifs - provoque la phase de "lancement" de l'AMS. En fonction des consignes données au sujet - amplitude, vitesse, ... - la boucle de rétroaction externe qui entre en jeu au cours de cette phase de lancement, permet un réajustement de la dynamique du système par le déclenchement du programme moteur approprié qui peut être considérée comme une entrée secondaire du système.



- Figure 55 -

Schématisme analogique de la structure du processus de commande appliqué à deux types d'activité cinétique : a) mouvements actifs ; b) mouvements imposés.

\mathcal{E} , entrée principale ; f , entrée secondaire ;
 AG, ordre moteur ; C^+ , couple moteur externe ;
 AMS, appareil musculo-squelettique ; c , capteur ;
 Γ , message périphérique ; Γ_0 , dispositif à seuil ;
 \leftarrow , influence directe ; \longleftarrow , influence de retour.

(v. explications dans le texte).

II - SOUS PROGRAMMES ET AUTOMATISMES SEQUENTIELS

L'existence d'un certain nombre de sous-programmes moteurs établis en fonction de différentes stratégies musculaires nécessaires à l'accomplissement correct d'une tâche nous amène à penser que ces sous-programmes peuvent s'intégrer dans un système commun de commande qui s'identifie à un automatisme séquentiel dont l'information se présente effectivement sous forme binaire alors que dans les systèmes asservis, l'information caractérise en permanence l'état du système commandé.

Dès lors, il est tentant à partir de la théorie des automatismes séquentiels de retrouver l'organisation de ces mouvements simples d'extension ou de flexion de l'avant-bras, ce qui nous conduira à présenter un type d'organisation centrale et commune permettant de coordonner les séquences motrices agoniste et antagoniste en fonction du but à atteindre et de la nature du mouvement - mouvement passif ou actif -.

Dans les automatismes séquentiels, la dynamique du système peut être définie au moyen de deux matrices appelées respectivement matrice des adresses et matrice de sortie et donnant pour chaque couple possible les combinaisons x_{ij} et S_{ij} . Les entrées sont constituées par deux vecteurs : un vecteur de commande (U_i) et un vecteur d'état (X_j). La structure d'une telle commande définit le programme imposé au processus commandé (v. tableau VIII).

$X \backslash U$	u_1	$u_2 \dots u_n$	$u_1 \dots u_n$	$u_2 \dots u_n$
X_1	x_{11}	$x_{21} \dots x_{n1}$	S_{11}	$S_{21} \dots S_{n1}$
X_2	x_{12}	$x_{22} \dots x_{n2}$	S_{12}	$S_{22} \dots S_{n2}$
\vdots	\vdots	\vdots	\vdots	\vdots
X_m	x_{1m}	$x_{2m} \dots x_{nm}$	S_{1m}	$S_{2m} \dots S_{nm}$
	Matrice d'adresses		Matrice de sortie	

Tableau VIII

A partir de ces combinaisons arbitraires qui constituent une description abstraite d'un automatisme séquentiel, nous pouvons envisager la description des différents processus de commande des mouvements étudiés. Sachant que les mouvements unidirectionnels de flexion ou d'extension nécessitent une phase d'accélération - phase de lancement - et une phase de décélération - phase de freinage - il est possible de définir en terme d'automatisme séquentiel la propre dynamique du système de commande de ces mouvements.

* La phase de lancement du mouvement peut être obtenue par la mise en jeu soit de l'activité des muscles agonistes (AG) soit d'un couple moteur externe (C^+). AG et C^+ correspondent à deux vecteurs de commande du système (U_i).

* Selon la valeur de F ou de W, la phase de freinage peut être assurée soit par une activité phasique antagoniste (ANT) soit par la seule présence des forces passives antagonistes (C^-). ANT et C^- définissent deux vecteurs d'état (X_j).

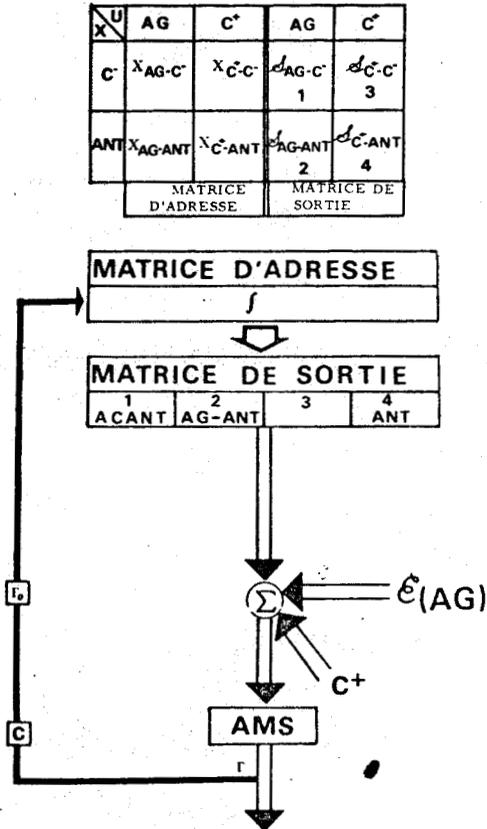
* Les matrices d'adresses correspondant aux vecteurs x_{ij} peuvent être assimilées au processus d'une commande secondaire (f) qui donne naissance à des séquences d'activité nerveuse programmées qui s'enchaînent les unes les autres conformément à un ensemble de règles préétablies en fonction des différentes possibilités de combinaison entre U et X.

* Les matrices de sortie correspondant aux vecteurs S_{ij} , définissent les différentes possibilités de programme moteur musculaire auxquelles on est en droit de s'attendre.

On trouvera sur la figure 56 les matrices relatives au système que nous venons de décrire ainsi que leur illustration analogique.

A partir de cette représentation, il est donc possible de retrouver les différents types de programme moteur que nous avons pu rencontrer : a) les couples \mathcal{L}_{AG-C^-} et \mathcal{L}_{AG-ANT} ; correspondant respectivement aux programmes moteurs de type ACANT et AG-ANT ; b) la combinaison \mathcal{L}_{C^+-ANT} s'apparente au programme moteur (ANT) obtenu au cours des mouvements imposés. Cependant, et afin de se conformer à nos résultats, il est nécessaire d'introduire un autre dispositif à seuil permettant de traiter l'information liée à la position

articulaire et de déclencher le programme ANT ; c) la quatrième combinaison $\mathcal{L}_{C^+C^-}$ correspond à une solution réelle bien qu'expérimentalement nous n'ayons pu la mettre en évidence. Dans cette situation particulière, le couple moteur externe est suffisamment faible pour être équilibré par les seules forces passives d'origine musculaire.



- Figure 56 -

Schéma général de l'organisation motrice d'une activité cinétique.

En haut : matrices du système de commande séquentielle.

En bas : schématisation analogique de la structure du système de commande séquentielle.

Les symboles correspondent à ceux de la figure 55.

En conclusion, l'exécution d'une tâche, acquise en partie au moins, par apprentissage, nécessite l'intervention d'activités nerveuses programmées centralement. Celles-ci constituent des sous-programmes mis en jeu préférentiellement en fonction des conditions dans lesquelles doit se dérouler le mouvement afin que ce dernier puisse répondre aux exigences de son projet.

En fonction de nos résultats, nous sommes amenés à penser qu'on ne doit pas écarter l'intervention d'un processus sensoriel dans le déclenchement de ces programmes moteurs élémentaires qui peuvent en outre se combiner en fonction de la complexité de la tâche nécessitant un enchaînement harmonieux d'activités cinétiques simples de type monoarticulaire.

RESUME

L'analyse, chez l'Homme, des mécanismes de l'arrêt d'un mouvement monoarticulaire a été abordée par l'étude des électromyogrammes et des variables cinématiques angulaires et musculaires.

Le mouvement étudié est un mouvement unidirectionnel de flexion ou d'extension du coude, effectué dans un plan horizontal. La tâche consiste, dans différentes situations expérimentales, à repérer en absence d'informations visuelles, une position angulaire donnée. Nous n'avons considéré, ici, que les mouvements réalisés après apprentissage.

Nous insisterons en premier lieu sur les acquisitions méthodologiques de notre travail, puis nous tenterons de dégager les caractères nouveaux des résultats présentés.

I - ACQUISITIONS METHODOLOGIQUES

Nous avons confirmé, grâce à l'association de techniques de détection des EMG de surface et des EMG intramusculaires, que les plans d'activité musculaire du groupe des fléchisseurs et des extenseurs du coude peuvent être étudiés par le seul examen des activités de surface des muscles situés dans les plans superficiels : le biceps brachii (B), le brachioradialis (BR) et le triceps (T).

Nous avons montré que les dispositifs techniques permettent :

1) de détecter les variables cinématiques angulaires du segment corporel en rotation, de mesurer, in situ, les variables cinématiques musculaires et d'évaluer, au moyen d'un calculateur analogique, les forces musculaires mises en jeu.

2) de soumettre les fléchisseurs à des allongements dont les caractéristiques cinématiques - rampe et palier de vitesse - sont parfaitement contrôlées. Cette méthode présente cependant

des limites : elle conduit, en effet, selon les caractéristiques de l'étirement, à éliminer certaines gammes de vitesse en raison du temps de réponse du système hydraulique utilisé. Néanmoins, cette méthode s'est avérée efficace pour quantifier les paramètres qui définissent la réponse motrice des muscles qui participent à l'arrêt des mouvements imposés.

En ce qui concerne le traitement des données, nous nous sommes efforcés d'automatiser le processus de dépouillement. Pour cela, nous avons été conduits : i) à utiliser la technique d'enregistrement paramétrique afin d'étudier les variations du signal EMG en fonction des différentes variables cinématiques angulaires et musculaires ; ii) à mettre au point une méthode d'intégration "itérative" du signal EMG autorisant simultanément :

- la sélection de la séquence du signal EMG qui fera l'objet d'un calcul,
- l'évaluation de l'EMG intégré correspondant à la séquence choisie.

II - RESULTATS EXPERIMENTAUX

1 - Contribution des forces passives dans l'activité freinatrice exercée par le groupe musculaire antagoniste

Les résultats obtenus concernent les mouvements actifs de flexion. Nous avons montré que si la force agoniste (F) est inférieure à un seuil F_0 ($20 \text{ N} \leq F_0 \leq 35 \text{ N}$) la contraction de l'antagoniste n'est pas nécessaire pour limiter précisément l'amplitude des mouvements. Ayant pu évaluer, in situ, les forces passives qui se manifestent au cours du mouvement de rotation du coude, nous avons pu préciser que le niveau des forces passives est du même ordre de grandeur que F_0 . Il en ressort, pour autant que $F \leq F_0$, que la durée et le niveau d'excitation des muscles agonistes seraient établis en fonction des caractéristiques de l'impédance mécanique antagoniste et des contraintes imposées au sujet, à savoir : l'amplitude et la vitesse des mouvements. Nous en concluons que l'exécution de ces mouvements serait sous la dépendance d'un programme

moteur caractérisé par l'Absence de toute Commande ANTagoniste. Le caractère de généralité de ce programme moteur ACANT est essentiellement discuté à partir des données de GRILLNER (1972).

2 - Etude du processus de freinage mis en jeu au cours de mouvements imposés d'extension

Nous avons montré que :

a) le niveau global d'excitation des muscles antagonistes est en relation directe avec le travail mécanique mis en jeu,
 b) l'excitation des muscles antagonistes se déclenche lorsque leur longueur (L) a atteint une valeur L^* donnée. Cette valeur se situe dans une zone de variations faibles si l'on se réfère à la gamme des étirements imposés. Cette zone, strictement définie par rapport à la position angulaire finale, est indépendante de la vitesse d'étirement et de l'angle de départ du mouvement. On constate que la valeur moyenne de L^* est différente selon les caractéristiques : i) de la phase dynamique de l'étirement - palier ou rampe de vitesse -, ii) de la géométrie musculo-squelettique des antagonistes (B et BR), le rapport L^*_B/L^*_{BR} restant cependant constant.

Nous sommes amenés à conclure que dans cette situation expérimentale, une information sensorielle périphérique jouerait le rôle d'un signal détecteur d'écart capable, à partir de récepteurs à seuil fixe, de déclencher un programme moteur antagoniste dans lequel seraient inscrits, en fonction du travail mécanique mis en jeu, les différents niveaux globaux d'excitation des muscles antagonistes. La structure du système d'asservissement serait comparable à un "Feedback central discontinu" selon la terminologie de HOUK (1972). En ce qui concerne l'identité de l'information, certaines données de la littérature permettraient, semble-t-il, d'écarter le rôle des informations d'origine fusoriale et tendineuse et feraient ressortir le rôle privilégié que pourraient jouer, dans cette situation expérimentale, les récepteurs articulaires.

3 - Etude du processus de freinage mis en jeu au cours de mouvements actifs d'extension

L'étude simultanée des caractéristiques temporelles - paramètres séquentiels - des plans de coopération entre

muscles agoniste et antagoniste et du niveau de leur activité réciproque - paramètres quantitatifs - montre que ces paramètres, qui définissent un programme moteur agoniste-antagoniste, évoluent en fonction des contraintes imposées au sujet - vitesse (V) et respect de l'amplitude - ainsi que des caractéristiques mécaniques - inertie (I) du système mobile.

C'est ainsi que : a) les dates de cessation (d_{AG}) de l'activité agoniste et de déclenchement (t_{ANT}) de l'activité antagoniste évoluent continuellement en fonction de V , ($d_{AG} = aV^b$ et $t_{ANT} = a_1V^{b_1}$) indépendamment, semble-t-il, de l'inertie. Ces deux fonctions présentent un point d'intersection dont l'abscisse (V) peut être estimée, à la précision de nos mesures près, à 5,8 rad/s. Cette valeur, permet de définir deux types de séquences :

- si $V < 5,8$ rad/s, on a $t_{ANT} > d_{AG}$. On en déduit que les séquences agonistes et antagonistes se succèdent et présentent un silence électrique commun.

- si $V > 5,8$ rad/s, on a $t_{ANT} < d_{AG}$. Les séquences agoniste et antagoniste se recouvrent partiellement.

b) le niveau des activités réciproques des agonistes et des antagonistes en fonction des variables cinématiques angulaires montre que d_{AG} et t_{ANT} ne se manifestent nullement à partir d'une valeur constante d'angle ou de vitesse angulaire. L'examen des relations obtenues permet de confirmer les données concernant l'évolution des paramètres séquentiels.

Ces résultats sont confrontés à ceux de la littérature. Un certain nombre d'arguments convergent vers la possibilité d'une programmation centrale du mouvement dans laquelle serait inscrit le processus de son arrêt. De plus, la non-dépendance apparente des paramètres séquentiels du programme moteur agoniste-antagoniste vis à vis de l'inertie résulterait de la capacité de ce programme à s'adapter à des conditions mécaniques variées; le résultat final restant constant. C'est la caractéristique même d'un système adaptatif (STEIN, 1974) se traduisant par une certaine plasticité qui se manifesterait ici au niveau des paramètres quantitatifs.

BIBLIOGRAPHIE

ADRIAN, E.D. et BRONK, D.W. (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres. II - The frequency of discharge in reflex and voluntary contraction. *J. Physiol.*, London, 67, 119-151.

AIZERMAN, M.A. et ANDREJEVA, E.A. (1968). Some control mechanisms of skeletal muscles. *Inst. Automat. Telemekh.*, Moscow.

ALBE-FESSARD, D., LAMARRE, Y. et PIMPANEAU, A. (1966). Sur l'origine fusoriale de certaines afférences somatiques atteignant le cortex moteur du singe. *J. Physiol.*, Paris, 58, 443.

ALBE-FESSARD, D. et TYC-DUMONT, S. (1969). Fonctions somato-sensibles. In KAYSER, C. "Physiologie-système nerveux, muscle". Médicales Flammarion édit., Paris, vol. 2, 429-493.

ALNAES, E., JANSEN, J.K.S. et RUDJORD, T. (1965). Fusimotor activity in the spinal cat. *Acta Physiol. Scand.*, 63, 197-212.

ANGEL, R.W., EPPLER, W. et IANNONE, A. (1965). Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction. *J. Physiol.*, London, 180, 864-870.

ARSHAVSKY, Ju. J., BERKINBLIT, M.B., FUXON, O., GELFAND, J.M. et ORLOVSKY, G.N. (1972). Origin of modulation in neurons of the ventral spinocerebellar tract during locomotion. *Brain Res.*, 43, 276-279.

ASANUMA, H. et WARD, J.E. (1971). Patterns of contraction of distal forelimb muscles produced by intra-cortical stimulation in cats. *Brain Res.*, 27, 97-109.

BASMAJIAN, J.V. (1967). Muscles Alive. Their functions revealed by electromyography. 2e édit. THE WILLIAMS and WILKINS COMPANY édit., Baltimore, 1 vol., 421 p.

- BASMAJIAN, J.V. et TRAVILL, A. (1961). Electromyography of the pronator muscles in the forearm. *Anat. Rec.*, 139, 45-49.
- BEEVOR, C.E. (1904). The croonian lectures on muscular movements and their representation in the central nervous system. Londres, ADLAR éd., 1 vol., 100 p.
- BEEVOR, C. (1909). *Ergebn. Physiol.*, VIII, 326.
- BERGSTROM, R.M. (1959). The kinetic energy produced by voluntarily controlled muscle action and the frequency of the motor discharge. *Acta Physiol. Scand.*, 47, 179-190.
- BERNSTEIN, N.A. (1947). On the Construction of Movements. Moscow : Medgiz.
- BESSOU, P. et LAPORTE, Y. (1962). Responses from primary and secondary endings of the same neuromuscular spindle of the tenuissimus muscle of the cat. In BARKER, D. "Symposium on muscle receptors", 105-119.
- BESSOU, P., LAPORTE, Y. et PAGES, B. (1968 a). A method of analysing the responses of spindle primary endings to fusimotor stimulation. *J. Physiol.*, London, 196, 37-46.
- BESSOU, P., LAPORTE, Y. et PAGES, B. (1968 b). Frequencygrams of spindle primary endings elicited by stimulation of static and dynamic fusimotor fibres. *J. Physiol.*, London, 196, 47-64.
- BIZZI, E., BURKE, R.E., DELONG, M. et THACH, W.T. (1971). Central control of movement. *Neurosciences Res. Prog. Bull.*, 9, 170 p.
- BOON, K.L., HOF, A.L. et WALLINGA DE JONGE, W. (1972). The mechanical behaviour of the passive arm. Biomechanics III, 3rd Int. Seminar, Rome, 1971, KARGER éd., Bâle, 243-248.
- BOSMA, J.F. et GELLHORN, E. (1946). Electromyographic studies of muscular coordination on stimulation of motor cortex. *J. Neurophysiol.*, 9, 263-274.
- BOTTOMLEY, A., KINNIER WILSON, A.B. and NIGHTINGALE, A. (1963). Muscle substitutes and myoelectrical control. *J. Brit. I.R.E.*, 439-448.

BOUISSET, S. (1973). EMG and muscular force in normal motor activities. 4th Int. Congress EMG, Bruxelles, 1971, in J.E. DESMEDT "New developments in Electromyography and Clinical Neurology, Karger éd., Bâle, vol. 1, 547-583.

BOUISSET, S., CNOCKAERT, J.C. et LESTIENNE, F. (1970). Examen des plans de coopération musculaire : méthode d'étude de la vitesse optimale du mouvement. 4th I.E.A. Congress, Strasbourg, Juillet 1970, in résumé des communications, p. 16-17.

BOUISSET, S., CRESSEVER, D. et SOULA, C. (1962). Comparaison d'enregistrements piézodynamographiques, accélérométriques et électromyographiques d'un mouvement élémentaire. J. Physiol., Paris, 54, 300-301.

BOUISSET, S. et GOUBEL, F. (1973). Integrated electromyographical activity and muscle work. J. Appl. Physiol., 35, 5, 695-702.

BOUISSET, S. et LESTIENNE, F. (1974). The organisation of a simple voluntary movement, as analysed from its kinematic properties. Brain Res., 71, 451-457.

BOUISSET, S. et MATON, B. (1972). Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. Amer. J. Phys. Med., 51, 285-295.

BOUISSET, S. et PERTUZON, E. (1968). Experimental determination of the moment of inertia of limb segments. Biomechanics I, 1st Int. Seminar, Zurich 1967, 106-109, KARGER édité., Basel, New-York.

BOYD, I.A. and ROBERTS, T.D.M. (1953). Proprioceptive discharges from stretch-receptors in the knee-joint of the cat. J. Physiol., 122, 38-58.

BOZZLER, E. (1957). Extensibility of contractile elements. In J.W. REMINGTON "Tissue elasticity", WEVERLY PRESS édité., Baltimore, 1 vol., 102-109.

BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1889). Die rotationsmomente der beugemuskeln am ellbogengelenk des menschen. Abbandl. d. K. S. Ges. d. Wiss., 26, 245-310.

BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1892). Bestimmung der Trägheitsmoment des menschlichen Körpers und seiner Glieder. Abh. D. Math. Phys. Kl. d. Sachs. Akad. d. Wiss., 18, 407-492.

BRICHČIN, M. (1966). Teoretické a metodologické problémy výzkumu průběhu volních pohybu. Acta Univ. Carolinae, monographia XII, Praha, 1 vol., 164 p.

BRIDGMAN, C.F., SHUMPERT, E.E. and ELDRED, E. (1969). Insertions of intrafusal fibers in muscle spindles of the cat and other mammals. Anat. Rec., 164, 391-401.

BROOKS, V.B. et STONEY, S.D. (1971) Motor mechanisms : the role of the pyramidal system in motor control. Ann. Rev. Physiol., 33, 337-392.

BROUCHON, M. et HAY, L. (1970). Information visuelle, information proprioceptive et contrôle des positions du corps propre. Psychol. Française, 15, 2, 205-212.

BROUCHON, M. et HAY, L. (1972). Analyse des interférences entre les informations proprioceptives et cutanées dans l'appréciation des positions du corps propre. Psychol. Française, 17, 135-144.

BROUCHON M. et PAILLARD, J. (1966). Influence des conditions active ou passive de mobilisation d'un membre sur la précision du repérage de sa position finale. C.R. Soc. Biol., 160, 1281-1285.

BROWN, M.C., ENGBERG, I. et MATTHEWS, P.B.C. (1967). The relative sensitivity to vibration of muscle receptors of the cat. J. Physiol., London, 192, 773-800.

BUCHTHAL, F. et ROSENFALCK, P. (1966). Spontaneous electrical activity of human muscle. E.E.G. Clin. Neurophysiol., 20, 321-336.

BURGESS, P.R. and CLARK, F.J. (1969). Characteristics of knee joint receptors in the cat. J. Physiol., London, 203, 317-335.

COQUERY, J.M. (1972). Le rôle de l'activité cardiovasculaire et motrice dans l'intégration sensorielle. Thèse Doctorat d'Etat, MARSEILLE, 1 vol., 111 p.

CRAIK, K.J.W. (1947). Theory of the human operator in control system. I-The operator as an engineering system. Brit. J. Med. Psychol., 38, 56-61.

- CROSS, M.J. et Mc CLOSKEY, D.I. (1973). Position sense following surgical removal of joints in man. *Brain Res.* 55, 443-445.
- DEE, R. (1969). Structure and function of hip joint innervation. *Ann. R. Coll. Surg.*, 45, 357-374.
- DELHEZ, L., PETIT, J.M. et BOTTIN, R. (1965). Activité électrique intégrée du diaphragme, fonction du travail inspiratoire. *J. Physiol., Paris*, 57, 598-599.
- DEMPSTER, W.T. (1955). Space requirements of the seated operator. W.A.D.C. Techn. Rpt, 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1 vol., 254 p.
- DENNY-BROWN, D. (1966). The cerebral control of movement. Liverpool University Press, 1 vol., 222 p.
- DERN, R.J., LEVENE, J.M. et BLAIR, H.A. (1947). Forces exerted at different velocities in human arm movements. *Amer. J. Physiol.*, 151, 415-437.
- DE SOUSA, O.M., DE MORAES, J.L. et DE MORAIS VIEIRA, F.L. (1961). Electromyographic study of the brachioradialis muscle. *Anat. Rec.*, 139, 125-131.
- DIJKSTRA, S.J. and DENIER VAN DER GON, J.J. (1973). An analog computer study of fast, isolated movements. *Kybernetik*, 12, 102-110.
- DUCHENNE DE BOULOGNE, G.B.A. (1867). Physiologie des mouvements. Paris, BAILLIERE édit., 1 vol., 872 p.
- ECCLES, J.C. (1969). The dynamic loop hypothesis of movement control. In LEIBOVIC, K.N. "Information Processing in the Nervous System". Springer, Berlin, 245-269.
- ECCLES, J.C., SABAH, H., SCHMIDT, R.F. et TABORIKOVA, H. (1972). Mode of operation of the cerebellum in the dynamic loop control of movement. *Brain Res.*, 40, 73-80.
- FELDMAN, A.G. (1966). Functional tuning of the nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. II - Controllable parameters of the muscle. *Biophysics*, 11, 4, 565-578.
- FELDMAN, A.G. (1966). Functional tuning of the nervous system during control of movement or maintenance of a steady posture. III - Mechanographic analysis of the execution by man of the simplest motor tasks. *Biophysics*, 11, 4, 766-775.

FENN, W.O. (1938). The mechanics of muscular contraction in man. *J. Appl. Phys.*, 9, 165-177.

FENN, W.O. et GARVEY, P.H. (1934). The measurement of the elasticity and viscosity of skeletal muscle in normal and pathological cases ; a study of so-called "muscle tonus". *J. Clin. Investig.*, 13, 383-397.

FESSARD, A. (1927). Le mouvement volontaire. CHAHINE édit., 1 vol., 69 p.

FESSARD, A. (1974). Allocution inaugurale du colloque CNRS sur le comportement moteur et activités nerveuses programmées. *Brain Res.*, 71, V-XI.

FEUER, D. (1967). Intégrateur convertisseur (analogique-numérique). Application à l'évaluation de l'activité électrique cellulaire. *J. Physiol.*, Paris, 59, 319-321.

FICK, R. (1911). Spezelle gelenk und Muskelmechanic. Gustav FISCHER éd., Iena, 1 vol.

FOLEY, J. (1961). The stiffness of spastic muscle. *J. Neurol. and Neurosurg. Psychiat.*, 24, 125-131.

GARLAND, H. et ANGEL, R.W. (1971). Spinal and supraspinal factors in voluntary movement. *Exp. Neurol.*, 33, 343-350.

GELFAND, I.M., GURFINKEL, V.S., TSETLIN, M.L. et SHIK, M.L. (1971). Some problems in the Analysis of movements in models of the Structural-Functional Organization of Certain Biological Systems. GELFAND, I.M., GURFINKEL, V.S., FOMIN, S.V., TSETLIN, M.L. Edit. The M.I.T. Press, Cambridge ; 329-345.

GIBBS, C.B. (1965). Probability learning in step-input tracking. *Brit. J. Psychol.*, 56, 233-242.

GODWIN-AUSTEN, R.B. (1969). The mechanoreceptors of the costo-vertebral joints. *J. Physiol.*, London, 202, 737-753.

GÖPFERT, H. (1952). Die Darstellung von Faseraktionen der ruhenden Muskulatur am Menschen. *Pflügers Arch. ges. Physiol.*, 256, 142-160.

GOSLOW, G.E.Jr. et STUART, D.G. (1972). The cat step cycle. I-Joint angles and muscles lengths during unres-trained locomotion.

GOTTLIEB, G.L. et AGARWAL; G.C. (1972). The role of the myotatic reflex in the voluntary control of movements. *Brain. Res.*, 40, 139-143.

GOTTLIEB, G.L., AGARWAL, G.C. and STARK, L. (1970). Studies in Postural Control Systems - Part III. A muscle spindle model. *IEEE Trans. Syst. Sci. Cybernetics*, vol. SSC-6, 127-132.

GOUBEL, F. (1967). Etude quantitative de l'activité musculaire au cours de mouvements monoarticulaires. Effets de l'inertie et de la finalité du mouvement. Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sci., Lille, 1 vol., 61 p. dactyl.

GOUBEL, F. (1970). Etude et signification des relations entre l'activité électromyographique intégrée et diverses grandeurs biomécaniques en contraction anisométrique. Thèse 3e Cycle, Lille, 1 vol., 114 p. ronéot.

GOUBEL, F. (1974). Les propriétés mécaniques du muscle au cours du mouvement sous-maximal. Thèse Doctorat d'Etat, Lille, 1 vol., 217 p.

GOUBEL, F., BOUISSET, S. et LESTIENNE, F. (1971). Determination of muscular compliance in the course of movement. *Biomechanics II*, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969, Karger éd., Bale, 154-158.

GOUBEL, F. et LESTIENNE, F. (1974). Influence de la position de prono-supination sur l'activité électrique de deux fléchisseurs du coude au cours du mouvement. *J. Physiol.*, Paris, 69, 155 A.

GRANIT, R. (1962). Muscle tone and postural regulation. In "Muscle as a tissue", K. RODAHL and S.M. HOWATH, New York, Mc Graw-Hill édit., 190-210.

GRANIT, R. (1968). The functional role of the muscle. Spindle's Primary End Organs. *Proc. Roy. Soc. Med.*, 61, 1, 69-78.

GRANIT, R. (1970). The basis of motor control. Academic Press Edit., London and New-York, 1 vol., 346 p.

GRANIT, R. (1972). Constant errors in the execution and appreciation of movement. *Brain*, 95, IV, 649-660.

GRAY, J. (1950). The role of peripheral sense organs during locomotion in vertebrates. *Symp. Soc. exp. Biol.*, 4, 112-116.

- GRILLNER, S. (1972). The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors. *Acta Physiol. Scand.*, 86, 1, 92-108.
- HAGBARTH, K.E. et VALLBO, A.B. (1969). Single unit recordings from muscle nerves in human subjects. *Acta Physiol. Scand.*, 76, 321-334.
- HANSEN, T.E. et LINDHARD, J. (1923). On the maximum work of human muscles especially the flexors of the elbow. *J. Physiol.*, London, 57, 287-300.
- HERING, H.E. (1898). *Pflügers Arch. ges. Physiol.*, LXX, 559.
- HILL, A.V. (1922). The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *J. Physiol.*, London, 56, 19-41.
- HOUK, J.C. (1967). Feedback control of skeletal muscles. *Brain Research*, 5, 433-451.
- HOUK, J.C. (1972). On the significance of various command signals during voluntary control. *Brain Research*, 40, 49-53.
- HOUK, J.C. et HENNEMAN, E. (1967). Responses of Golgi tendon organs to active contractions of the soleus muscle of the cat. *J. Neurophysiol.*, 30, 466-481.
- HOUK, J.C., SINGLER, J.J. et HENNEMAN, E. (1971). Adequate stimulus for tendon organs with observations on mechanics of ankle joint. *J. Neurophysiol.*, 34, 6, 1051-1065.
- HUGON, M. et PAILLARD, T. (1955). Dépression durable du réflexe achilléen, consécutif à l'allongement du triceps surae, chez l'homme. *J. Physiol. (Paris)*, 47, 193-196.
- HULTBORN, H. (1972). Convergence on interneurons in the reciprocal I₂ inhibitory pathway to motoneurons. *Acta Physiol. Scand.*, 85, suppl. 375, 1-42.
- HULTBORN, H. and LUNDBERG, A. (1972). Reciprocal Inhibition during the stretch reflex. *Acta Physiol. Scand.*, 85, 1, 136-138.
- HULTBORN, H. and UDO, M. (1972). Recurrent depression from motor axon collaterals of supraspinal inhibition in motoneurons. *Acta Physiol. Scand.*, 85, 1, 44-57.

HULTBORN, H. and UDO, M. (1972). Convergence of large muscle spindle (I_a) afferents at interneuronal level in the reciprocal I_a inhibitory pathways to motoneurons. *Acta Physiol. Scand.*, 84, 4, 493-499.

INBAR, G.F., ODOM, B.M. and WAGNAM, I.H. (1972). Muscle spindles in muscle control. I - Afferent outflow from frog muscle spindles in open and closed loop modes. *Kybernetik*, 11, 119-122.

JANSEN, J.K.S. (1967). On the functional properties of stretch receptors of mammalian skeletal muscles. in REUCK et KNIGHT, Myotatic kinesthetic and vestibular mechanisms. 20-34.

JANSEN, J.K.S. et MATTHEWS, P.B.C. (1962). The central control of the dynamic response of muscle receptors. *J. Physiol.*, London, 161, 357-378.

JANSEN, J.K.S. et RUDJORD, T. (1964). On the silent period and Golgi tendon organs of the soleus muscle of the rat. *Acta Physiol. Scand.*, 62, 364-379.

JONSSON, B. et REICHMANN, S. (1969). Displacement and deformation of wire electrodes in electromyography. *Electromyography*, 9, 2, 201-211.

JOSEPH, J., NIGHTINGALE, A. et WILLIAMS, P.L. (1955). A detailed study of the electric potentials recorded over some postural muscles while relaxed and standing. *J. Physiol.*, London, 127, 617-625.

KAHN, S.D., BLOODWORTH, D.S. et WOODS, R.H. (1971). Comparative advantages of bipolar abraded skin surface electrodes over bipolar intramuscular electrodes for single motor unit recording in psychophysiological research. *Psychophysiol.*, 8, 635-647.

KAPANDJI, I.A. (1963). Physiologie articulaire. Librairie MALOINE S.A. édit., Paris, vol. 1, 206 p.

KEELE, S.W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bull.*, 70, 387-403.

KOZLOVSKAYA, I., UNO, M., ATKIN, A. et BROOKS, V.B. (1970). Performance of a step-tracking task by monkeys. *Behav. Biol.*, 5, 153-155.

KOZLOVSKAYA, I.B., ATKIN, A., HORVATH, F.E., UNO, M. and BROOKS, V.B. (1973). Mechanisms of motor control of two types of tracking movements in monkeys. 2nd Int. Symp. on Motor Control, Varna, Octobre 1972, 49-57.

- LAMARRE, Y. et LIEBESKIND, J.C. (1965). Projections des afférences d'origine musculaire au niveau du cortex sensorimoteur chez le singe. *J. Physiol.*, Paris, 57, 259.
- LANDGREN, S. et SILFVENIUS, H. (1969). Projection to cerebral cortex of group I muscle afferents from the cat's hind limb. *J. Physiol.*, London, 200, 353-372.
- LANZ, T. von et WACHSMUTH, W. (1959). Praktischer anatomie, Arm. Springer édit., Berlin.
- LASSEK, A.M. et MOYER, E.K. (1953). An study of motor definites following dorsal brachial rhizotomy. *J. Neurophysiol.*, 16, 247-251.
- LESTIENNE, F. (1967). Recherche et signification de la représentation mathématique d'un mouvement mono-articulaire. Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sci., Lille, 1 vol., 66 p. dactyl.
- LESTIENNE, F. (1971). Contribution à l'étude du mouvement dirigé. Analyse quantifiée de la coordination agoniste-antagoniste. Thèse 3e Cycle, Lille, 1 vol., 123 p.
- LESTIENNE, F. (1972). Rôle des forces d'origine visco-élastique dans l'activité freinatrice exercée par le groupe musculaire antagoniste. *J. Physiol.*, Paris, 65, 2, 263 A.
- LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1971). Quantification of the biceps-triceps synergy in simple voluntary movements. Symposium Acad. Sci. Bulgare. "Visual information processing and control of motor activity", Sofia, Juillet 1969, 445-449.
- LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1972). Roles of the antagonist in the control of a movement. 4th Biophysics Congress, Moscow, Août 1972, in résumé des communications, p. 136-137.
- LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1974). Roles played by the antagonist in the control of a voluntary movement. 4th Int. Symposium on External Control of Human Extremities, Dubrovnik, 1972, in GAVRILOVIC and WILSON "Advances in External Control of Human Extremities", ETAN ed., Belgrade, 1 vol., 12-21.
- LESTIENNE, F. et DO MANH CUONG (1974). Caractéristiques temporelles d'un programme moteur agoniste-antagoniste au cours de mouvements volontaires simples. *J. Physiol.*, Paris, 69, 161 A.

- LESTIENNE, F. et PERTUZON, E. (1974). Détermination in situ de la visco-élasticité du muscle humain inactivé. *Europ. J. Appl. Physiol.*, 32, 159-170.
- LIDDEL, E.G.T. et SHERRINGTON, C.S. (1924). Reflexes in response to stretch (myotatic reflexes). *Proc. Roy. Soc. London, Ser. B* 96, 212-242.
- LIU, C.N. et CHAMBERS, W.W. (1971). A study of cerebellar dyskinesia in the bilaterally deafferented forelimbs of the monkey (*Macaca mulatta* and *Macaca speciosa*). *Acta Neurobiol. Exp.*, 31, 263-290.
- LIVINGSTON, R.B., PAILLARD, J., TOURNAY, A. et FESSARD, A. (1951). Plactivité d'une synergie musculaire dans l'exécution d'un mouvement volontaire chez l'homme. *J. Physiol., Paris*, 43, 605-619.
- LONG, C., THOMAS, D. and CROCHETIERE, W.J. (1964). Objective measurement of muscle tone in the hand. *Clin. Pharmacol. Ther.*, 5, 6, Part 2, 909-917.
- LUNDBERG, A. (1969). Reflex control of stepping. *Proc. Norwegian Acad. Sci. Lettr. Universetetsforlaget, Oslo*.
- Mc GREGOR, A.L. (1950). Synapsis of surgical anatomy. Williams and Wilkins Co édit., Baltimore, 1 vol.
- MARK, R.F., COQUERY, J.M. et PAILLARD, J. (1968). Autogenetic Reflex effects of slow or steady stretch of the calf muscles in man. *Exp. Brain Res.*, 6, 130-145.
- MARSDEN, C.D., MERTON, P.A. et MORTON, H.B. (1971). Servo action and stretch reflex in human muscle and its apparent dependence on peripheral sensation. *J. Physiol., London*, 216, 1, 21P-22P.
- MARSDEN, C.D., MERTON, P.A. and MORTON, H.B. (1972) Servo action in voluntary movement. *Nature, Lond* ; 238, 140-143.
- MASSION, J. (1973). Intervention des voies cérébello-corticales et cortico-cérébelleuses dans l'organisation et la régulation du mouvement. *J. Physiol., Paris*, 67, 117 A - 170 A.
- MATON, B. (1970). Essai d'interprétation de l'EMG de surface en termes d'activité élémentaire du muscle. Thèse 3e Cycle, Paris, 1 vol., 137 p.

- MATON, B. et BOUISSET, S. (1972). Variation de l'intervalle moyen entre deux battements consécutifs d'une même U.M. en fonction du travail au cours du mouvement volontaire. *Rev. EEG et Neurophysiol. Clin.*, 2, 340-341.
- MATON, B., BOUISSET, S. et METRAL, S. (1969). Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours de la contraction statique volontaire. *Electromyography*, 9, 311-323.
- MATTHEWS, P.B.C. (1964). Muscle spindles and their motor control. *Physiol. Rev.*, 44, 1, 219-288.
- MATTHEWS, P.B.C. et STEIN, R.B. (1969). The regularity of primary and secondary muscle spindle afferent discharges and its functional implications. *J. Physiol., London*, 202, 59-82.
- MATTHEWS, P.B.C. (1972). Mammalian muscle receptors and their central actions. Arnold, London, 630 p.
- MERTON, P.A. (1950). Significance of the silent period of muscles. *Nature, London.*, 166, 733-734.
- MERTON, P.A. (1951). The silent period in a muscle of the human hand. *J. Physiol., London*, 114, 183-198.
- MERTON, P.A. (1953). Speculations on the servo-control of movement. In the *Spinal Cord*. Ciba Foundation Symp. Boston, Little, Brown, 247-260.
- MERTON, P.A. (1964). Human position sense and sense of effort. *Sympos. Soc. Exp. Biol.*, 18, 387-400.
- MILLAR, J. (1973). Joint afferent fibres responding to muscle stretch, vibration and contraction, *Brain Res.*, 63, 380-383.
- MØLLER, E. (1967). The chewing apparatus. An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiol. Scand.*, 69, suppl. 280, 229 p.
- MONOD, C. et DUHAMEL, B. (1966). Schémas d'Anatomie. II. Membres supérieurs. GILBERT et Cie édit., Paris, 1 vol., 84 p.
- NEILSON, P.D. (1972). Speed of response or bandwidth of voluntary system controlling elbow position in intact man. *Med. & Biol. Eng.*, 10, 450-459.

- ORLOVSKY, G.N. (1969). Spontaneous and evoked locomotion of the thalamic cat. *Biofizika*, 14, 1095-1102.
- ORLOVSKY, G.N. (1972). The effect of different descending systems on flexor and extensor activity during locomotion. *Brain Res.*, 40, 359-372.
- ORLOVSKY, G.N. et SHIK, M.L. (1965). Standard elements of cyclic movement. *Biofizika*, 10, 5, 847-854.
- PAILLARD, J. et BROUCHON, M. (1968). Active and passive movement in the calibration of position sense. In the Neuropsychology of Spatially Oriented Behavior. Edit. S.J. FREEDMAN HOMEWOOD, I¹¹ Dorsey Press, p. 37-55.
- PARTRIDGE, L.D. (1961). Motor control and the myotatic reflex. *Amer. J. Physic. Med.*, 40, 3, 96-103.
- PARTRIDGE, L.D. (1967). Recrutement in motor control. *Fed. Proc.*, 26, 2.
- PAULY, J.E., RUSHING, J.L. et SCHEVING, L.E. (1967). An electromyographic study of some muscles crossing the elbow joint. *Anat. Rec.*, 159, 47-54.
- PERSON, R.S. (1963). Problems in the interpretation of electromyograms. I. Comparison of electromyograms on recording with skin and needle electrodes. *Biophysics (Biofizika)*, 8, 89-97, (traduction anglaise, PERGAMON PRESS).
- PERSON, R.S. (1965). Antagonistic muscles in human movements. Thesis, Acad. Sc. USSR, HAYKA édit., 1 vol., 113 p. (en russe).
- PERTUZON, E. (1972). La contraction musculaire dans le mouvement volontaire maximal. Thèse d'Etat, Lille, 1 vol., 208 p.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1967). Détermination du moment d'inertie d'un segment corporel par une méthode de quick-release. *J. Physiol., Paris*, 59, 470-471.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1971). Maximal velocity of movement and maximal velocity of muscle shortening. *Biomechanics II*, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969, Karger édit., Bâle, 170-173.
- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1971). Influence des valeurs initiales de la position de l'articulation et de la force sur les modalités des réflexes évoqués par "quick-release". *J. Physiol., Paris*, 63, 6, 264 A.

- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1973). Détermination dynamique de la position d'équilibre d'une articulation. *Int. Z. Angew. Physiol.*, 31, 4, 315-325.
- PHILLIPS, C.G., POWELL, T.P.S. et WIESENDANGER (1971). Projection from low-threshold muscle afferents of hand and forearm to area 3a of baboon's cortex. *J. Physiol.*, Lond., 217, 419-446.
- PINELLI, P. (1971). The cerebral mechanisms of automatic motor activity and their disturbances induced by variable peripheral troubles. *Medicine and Sport.*, Vol 6 : *Biomechanics II*, KARGER ed., Bale, 34-38.
- PIPER, H. (1907) *Über den willkürlichen muskeltetanus*. *Plfügers Arch. f. d. ges. Physiol.*, 119, 301-336.
- POLAK, O. and VLADYKA, V. (1967). The electromyogram of fast volitional movements in the hemiparkinsonian syndrome. *Ceskoslovenska Neurologie*, 30, 168-176.
- POLLOCK, L.J. et DAVIS, L. (1931). Studies in decerebration. VI. The effect of deafferentation upon decerebrate rigidity. *Am. J. Physiol.*, 98, 47-49.
- POMPEIANO, O. (1960). Localizzazione delle riposte estensorie alla stimolazione elettrica del nucleo interposito nel gatto decerebrato. *Arch. Sci. Biol. Bologna*, 44, 473-496.
- POWELL, T.P. et MOUNTCASTLE, V.B. (1959). The cytoarchitecture of the post central gyrus of the monkey macaca mulatta. *Bull. J. Hopkins Hosp.*, 105, 108-131.
- RACK, P.M.H. (1970). The significance of mechanical properties of muscle in the reflex control of posture-in Excitatory synaptic mechanisms. Universitetsforlaget, Oslo., 317-322.
- RACK, P.M.H. et WESTBURY, D.R. (1969). The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J. Physiol.*, London, 204, 443-460.
- RENQVIST, Y. (1927). *Über die den Bewegungswahrnehmungen zugrunde liegenden Reize*. *Skand. Arch. Physiol.*, 50, 52-96.
- ROSE, J.E. et MOUNTCASTLE, V.B. (1959). Touch and kinesthesia. In *Handbook of Physiology*, Vol. 1, Neurophysiology, J.E. Field edit., American Physiological Association, WASHINGTON, D.C., 1 vol., 779 p.

ROUVIERE, H. (1962). Anatomie humaine descriptive et topographique - "Anatomie descriptive du membre supérieur". Masson édit., Paris, Vol III, 1-248.

RUSSEL BRAIN (1951). La notion de schème en neurologie et en psychiatrie. In Perspectives cybernétiques en psychophysiologie. PUF édit. Paris, 1 vol,

SCHERRER, J., LEFEBVRE, J. and BOURGUIGNON, A. (1957) Activité du muscle strié squelettique et fatigue. In 1° Cong. Int. Sci. Neurol., Acta Med. Bel., 99-123.

SCHERRER, J. et MONOD, H. (1960). Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme. J. Physiol., Paris, 52, 419-501.

SCHMIDT, R.A. (1971). Proprioception and the timing of motor responses. Psychological Bull., 76, 383-393.

SCHMIDT, R.A. et RUSSEL, D.G. (1972). Movement velocity and movement time as determiners of degree of preprogramming in simple movements. J. Exp. Psychol., 96, 2, 315-320.

SHERRINGTON, C. (1906). Integrative action of the nervous system. Charles Scribner's Sons, N.Y., réimpr. Londres, 1947, CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS édit.

SHIK, M.L., ORLOVSKY, G.N. et SEVERIN, F.V. (1966). Organization of locomotor synergism. Biophysics, 11, 1011-1019.

SHIK, M.L., SEVERIN, F.V. et ORLOVSKY, G.N. (1967). Structures of the brain stem responsible for evoked locomotion. Sechenov. physiol. J. U.S.S.R., 53, 1125-1132.

SIMONS, D.G. and ZUNIGA, E.N. (1970). Effect of wrist rotation on the XY plot of averaged biceps EMG and isometric tension. Amer. J. phys. Med., 49, 253-256.

SKOGLUND, S. (1956). Anatomical and physiological studies of knee point innervation in the cat. Acta. Physiol. Scand., 36, Suppl. 124, 1-101.

SLAVUTSKY, J.L. (1971). Investigation of some elements of creation a motional habit and control by movements on the bioelectrically controlled models. Communication au Symposium Acad. Sci. Bulgar. "Visual information processing and control of motor activity", Juillet 1969, Sofia, 457-464.

- SMITH, A.E., MARTIN, D.S., GARVEY, P., FENN, W.O. (1930). Tonus dynamic method for measurement in man. *J. Clin. Invest.*, 8, 597-622.
- SPRONG, W.O. (1929). A study of reflexes in the deafferented leg of the ca and their relation to tonus. *Bull. Johns Hopkins Hosp.*, 45, 371-395.
- STARK, L. (1968). Neurological control systems studies in Bioengineering. Section V - the hand. Plenum Press edit., New-York, 1 vol., 428 p.
- STEIN, R.B. (1967). The information capacity of nerve cells using a frequency code. *Biophys. J.*, 7, 797-826.
- STEIN, R.B. (1974). Peripheral control of movement. *Physiol. Rev.*, 54, 1, 215-243.
- STETSON, R.H. et BOUMAN H.D. (1935). The coordination of simple skilled movements. *Arch. Neerl. Physiol.*, 20, 179-254.
- STRUPPLER, A., LANDAU, W.M. et MEHLS, O. (1969). Analyse des entlastungs reflexes am Menschen. *Pflügers arch.*, 313, 155-167.
- STUART, D.G., MOSHER, C.G., GERLACH, R.L. and REINKING, R.M. (1970). Selective activation of Ia afferents by transient muscle stretch. *Expl. Brain Res.*, 10, 477-487.
- STUART, D.G., WILLIS, W.D. et REINKING, R.M. (1971). Stretch-evoked excitatory postsynaptic potentials in motoneurons. *Brain Res.*, 33, 1, 115.
- SULLIVAN, N.E., MORTENSEN, O.A., MILES, M. et GREENE, L.S. (1950). Electromyographic studies of biceps brachii during normal voluntary movement at the elbow. *Anat. Rec.*, 107, 243-252.
- SZEKELY, G., CZEH, G. et VÖRÖS, G. (1969). The activity pattern of limb muscles in freely moving normal and deafferented newts. *Exp. Brain Res.* 9, 53-72.
- TAUB, E., BACON, R.C. et BERMAN, A.J. (1965). Acquisition of a trace-conditioned avoidance response after deafferentation of the responding limb. *J. Comp. Physiol. Psychol.*, 59, 275-279.
- TRAVILL, A.A. (1962). Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm. *Anat. Rec.*, 144, 373-376.

TWITCHELL, T.E. (1954). Sensory factors in purposive movement. *J. Neurophysiol.*, 17, 239-254.

VALLBÖ, Å.B. (1974a). Afferent discharge from human muscle spindles in non-contracting muscles. Steady State impulse frequency as a function of joint angle. *Acta Physiol. scand.*, 90, 303-318.

VALLBÖ, Å.B. (1974b). Human muscle spindle discharge during isometric voluntary contractions. Amplitude relations between spindle frequency and torque. *Acta Physiol. scand.*, 90, 319-336.

VASILENKO, D.A. et KOSTYUK, P.G. (1965). *Fed. Proc. Transl. Suppl.* 25, 569-576.

VEDEL, J.P. (1970). Etude de la régulation de la sensibilité des fuseaux neuromusculaires par les structures nerveuses centrales chez le chat. Thèse d'Etat, Marseille, I vol., 165 p.

WACHHOLDER, K. (1928). Willkürliche Haltung und Bewegung insbesondere im Lichte elektrophysiologischen Untersuchungen. *Ergebn. Physiol.*, 26, 568-775.

WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925). Beiträge zur Physiologie der willkürlichen bewegung. II Mitteilung : über die Form der Muskeltätigkeiten bei der Ausführung einfacher willkürlicher Einzelbewegungen. *Allgemeines. Die Agonisten. Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol.*, 209, 266-285.

WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1926 a). Beiträge Physiologie der willkürlichen Bewegung. VIII Mitteilung : über die Beziehungen verschiedener synergisch arbeitender Muskelteile und Muskeln bei willkürlichen Bewegungen. *Pflügers Archiv. f. d. ges. Physiol.*, 212, 666-675.

WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1926 b). Beiträge zur Physiologie der willkürlicher Bewegung. X Mitteilung : einzelbewegungen. *Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol.*, 214, 642-661.

WAGNER, R. (1925). Über die Zusammenarbeit der antagonistischen bei der Willkürbewegung. II Mitteilung : Gelenkfixierung und versteifte Bewegung. *Zeitschr. J. Biol.*, 83, 120-144.

BUS
LIII

WALLIN, B.A., HONGELL, A. et HAGBARTH, K.E. (1973). Recordings from muscle afferents in parkinsonian rigidity. in J.E. DESMEDT, "New Developments in Electromyography and clinical Neurology", KARGER edit., Bale, Vol. 3, 263-272.

WILKIE, D.R. (1950). The relation between force and velocity in human muscle. J. Physiol. London, 110, 249-288.

WINSLOW, J.B. (1732). Exposition anatomique de la structure du corps humain. Paris, DESPREZ édit., 1 vol., 740 p.

WRIGHT, S. (1956). Voluntary movements in applied Physiology. 9e edit., Oxford Univ. Press. London, 1 vol., 646-652.

WYKE, B. (1967). The neurology of joints. Ann. R. Coll. Surg., 41, 25.

WYKE, B. (1972). Articular Neurology - A review. Physiotherapy, 58, 3, 94-99.

YUSEVICH, Y.S. (1958). The significance of "global" electromyography for analysing the pathological mechanisms of spastic paralysis. Electromyography, 8, 135-157.



ERRATA

Fig. 19 et 21 (p. 65 et 70) : lire Q_B^T

Lire :

p. 51, 50 et 59 : BASMAJIAN (1967) ; p. 78 : BOON et coll. (1973) ;
p. 79 et 85 : LESTIENNE et PERTUZON (1974) ; p. 126 : RENQVIST
(1927) et HILL (1922) ; p. 130 : MATTHEWS (1964) ; p. 135 : CLOSKEY ;
p. 161 : INBAR et coll. ; p. 164 : SZEKELY, BERNSTEIN (1967) ;
p. 165 : KOZLOVSKAYA et coll. (1970 et 1973) ; p. 166 : DENNY-
BROWN (1966).

ADDITIF

BASMAJIAN, J.V. et LATIF, A. (1957). Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow : a detailed electromyographic analysis. J. Bone Jt Surg., 39-A, 1106-1118.

BERNSTEIN, N.A. (1967). The integrity and structural complexity of live movements. In : The co-ordination and regulation of movements. Pergamon Press ed., Oxford, London, 1 vol., 21-29.

CNOCKAERT, J.C. et PERTUZON, E. (1974). Sur la géométrie musculo-squelettique du triceps brachii. Application à la détermination dynamique de sa compliance. Europ. J. appl. Physiol., 32, 149-158.

HAGBARTH, K.E., HONGELL, A. et WALLIN, G. (1970). The effect of gamma fibre block on afferent muscle nerve activity during voluntary contractions. Acta physiol. Scand., 79, 27-28 A.

MAREY, E.J. (1868). Du mouvement dans les fonctions de la vie. Baillière ed., Paris, 1 vol.

MERTON, P.A. (1974). The properties of the human muscle servo. Brain Res., 71, 475-478.

Lestienne

