

50376  
1971  
42

50.376  
1971  
42

# THÈSE

présentée à la

FACULTÉ DES SCIENCES DE LILLE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR EN PHYSIOLOGIE ANIMALE  
(3<sup>e</sup> CYCLE)

par

Francis LESTIENNE

---

# CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DU MOUVEMENT DIRIGÉ ANALYSE QUANTIFIÉE DE LA COORDINATION AGONISTE – ANTAGONISTE

---

Soutenu le 15 Février 1971  
devant la commission d'examen



MM. P. **POUZET**, Président  
S. **BOUISSET**, Examineur  
J.P. **ROUSSEAU**, Examineur  
M. **HUGON**, Invité

A ma fille.

PLAN  
-:-:-

	Pages
<u>INTRODUCTION</u>	1
I - Systématisation fonctionnelle des muscles squelettiques	3
II - Méthodes d'investigation de la coordination musculaire	7
1. EMG de surface, en tant que méthode d'appréciation du niveau d'excitation du muscle	7
2. Détection des variables mécaniques du mouvement	13
III - Objet du travail	18

	Pages
<u>CHAPITRE I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u>	21
A - TECHNIQUE	21
I - Le système mécanique	21
II - Détection des variables cinématiques	24
1. Déplacement et vitesse angulaires	24
2. Accélération tangentielle	25
III - Technique électromyographique	28
1. Détection et amplification de l'activité myoélectrique	28
2. Quantification de l'activité myoélectrique	29
IV - Calcul analogique de la force agoniste rapportée au biceps et de la longueur du biceps	31
1. Expression mathématique de la force et de la longueur	31
2. Calcul analogique de F et L	32
V - Techniques d'enregistrement	37
B - PROTOCOLE	39

<u>CHAPITRE II - ETUDE CINEMATIQUE DU MOUVEMENT</u>	42
I - Description des mécanogrammes	44
1. Mouvement à arrêt par percussion	44
2. Mouvement à arrêt par visée	45
3. Intérêt du tracé accélérométrique	46
II - Représentation mathématique du tracé accélérométrique	48
1. Expression mathématique du modèle trapézoïdal	48
2. Méthode numérique d'identification	50
3. Adéquation de la représentation trapézoïdale	53
4. Conséquence de l'adéquation de la représentation trapézoïdale	54
III - Caractères remarquables du tracé accélérométrique	56
1. Détermination des paramètres de forme du trapèze	56
2. Inter-relations entre paramètres de forme et surface du trapèze	58
3. Conséquences cinématiques des inter-relations	61
 <u>CHAPITRE III - ETUDE DE LA COORDINATION AGONISTES-                   ANTAGONISTES</u>	 63
A - RESULTATS	65
I - Examen des tracés électromyographiques	65
1. Caractères généraux des patterns musculaires du biceps et du triceps	66

	Pages
2. Catégorisation des plans de coopération musculaire biceps-triceps	67
3. Activité électromyographique du brachioradialis	70
II - Etude quantitative des plans de coopération musculaires	71
1. Quantification des limites des types de plans de coopération biceps-triceps	71
2. Comparaison des EMG intégrés du biceps et du brachioradialis	73
B - DISCUSSION	75
I - Coordination biceps-triceps	75
1. Consistance de la catégorisation des plans de coopération biceps-triceps	75
2. Limites à la validité de la catégorisation des plans de coopération biceps-triceps	78
3. Représentativité des plans de coopération biceps-triceps	80
II - Coordination biceps-brachioradialis	84
1. Muscles à effet "stabilisateur" et muscles à effet "rotateur"	84
2. Interprétation de la relation entre EMG intégrés du biceps et du brachioradialis	86

CHAPITRE IV - DISCUSSION GENERALE

88

## I - Rôle respectif des forces musculaires actives et passives

89

1. Description des tracés force-longueur obtenus au cours d'un mouvement du type S 90
2. Interprétation du plan de coopération musculaire du type S en fonction du modèle à deux composantes de HILL 91
3. Interprétation de différents types de plans de coopération musculaire 95

## II - Eléments de discussion en rapport avec l'organisation du mouvement

99

1. Relations remarquables et invariance de la forme du mouvement 99
2. Interprétation de nos résultats par rapport à ceux de FELDMAN (1968) 100
3. Mouvement dirigé et mécanisme de l'inhibition réciproque 102

RESUME-CONCLUSIONS

105

BIBLIOGRAPHIE

110

NOMENCLATURE

120

ANNEXES

## INTRODUCTION

Les mouvements naturels, volontaires ou réflexes, nécessitent le déplacement d'une ou plusieurs pièces squelettiques. C'est une idée généralement admise qu'ils sont réalisés grâce à la participation coordonnée de plusieurs muscles. Cette coordination s'exprime dans une organisation spatio-temporelle des activités musculaires telle que le mouvement qui en résulte soit efficace (PAILLARD, 1960). L'existence de cette coordination, établie en fonction d'un but bien déterminé, caractérise le mouvement dirigé.

Sur l'organisation de ce type d'activité motrice, les idées ont oscillé entre deux positions extrêmes ; à savoir, la prédétermination centrale et la régulation réflexe consécutive à une incitation motrice initiale. Et ce que disait FESSARD (1927), dans son analyse des travaux de WACHHOLDER sur le mouvement volontaire, reste toujours d'actualité : " le fait que certaines expériences paraissent en faveur d'une prédétermination centrale, alors que d'autres mettent hors de doute l'existence d'une régulation réflexe montrent bien que les deux mécanismes coexistent. Tout le problème, et il est loin d'être entièrement résolu, consiste

à déterminer l'importance de chacun d'eux ". Si la prédétermination centrale stricte, dont les premières formulations remontent, d'après FESSARD, à HERING (1898) et à BEEVOR (1909) semble présentement abandonnée, la notion que tout acte moteur résulte de la combinaison de ces montages rigides, que sont les réflexes médullaires, décrits par SHERRINGTON (1906) ne semble pas l'être moins. Une conception séduisante s'est manifestée depuis quelques années, tendant à expliquer le mouvement dirigé en termes de systèmes entrée-sortie.

C'est dans cette optique que HOUK et HENNEMAN (1967) ont expliqué la mise en jeu du couple agoniste-antagoniste selon un système entrée-sortie contrôlé par un feedback. Dans un tel système les centres sont informés à chaque instant de la nature de la réponse, ce qui a pour effet de permettre une correction si cette réponse n'est pas conforme au but recherché. Les entrées de ce système peuvent se situer à différents niveaux du S.N.C. En ce qui concerne les messages d'origine périphérique, les idées sur le comportement des propriocepteurs articulaires (HOUK et HENNEMAN, 1967) et musculaires (GRANIT, 1968) ont notablement évolué au cours de ces dernières années. Concernant plus particulièrement le rôle des fuseaux neuromusculaires, il est plus que probable, selon GRANIT (1968), qu'ils effectuent un contrôle et une régulation de la vitesse du mouvement qui est une fonction essentielle de l'organisme.

## I - SYSTEMATISATION FONCTIONNELLE DES MUSCLES SQUELETTIQUES

WINSLOW (1732) est, semble-t-il, le premier à avoir clairement exprimé la nécessité d'une coopération complexe des muscles pour " mouvoir une partie du corps ou pour le maintenir dans une position déterminée ". A partir de données anatomiques, il propose une systématisation fonctionnelle des divers muscles qui interviennent dans l'élaboration des gestes et des réactions posturales. Trois types différents sont ainsi distingués :

a) les principaux moteurs, qui sont directement responsables du déplacement des segments corporels ; b) les modérateurs, qui modèrent ou contrebalancent l'action des premiers pour permettre un ajustement précis du mouvement ; c) les directeurs, qui accompagnent l'action des principaux moteurs et modérateurs en assurant la stabilisation des pièces osseuses.

Au milieu du siècle dernier, DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) souligne que l'action " musculaire isolée n'est pas dans la nature ". En effet, en étudiant les contractions musculaires produites par des stimulations électriques appropriées, il put déterminer les différents muscles ou groupes musculaires entrant en jeu dans la réalisation de mouvements simples. C'est ainsi qu'en appliquant des chocs faradiques sur le biceps brachii, DUCHENNE DE BOULOGNE montre que ce muscle produit simultanément la flexion et la supination de l'avant-bras. Il peut ainsi établir une classification des fonctions de chaque muscle en relation avec les mouvements du corps. Mais il insiste sur le fait que sa technique est " insuffisante pour éclairer la physiologie du mouvement volontaire ". Les mouvements obtenus par stimulation

synchrone des muscles ne sont en fait que des ébauches de mouvements naturels. Dans une perspective comparable, BEEVOR (1904) fait remarquer que la technique employée par DUCHENNE DE BOULOGNE montre en réalité " ce qu'un muscle peut faire et non ce qu'il doit faire ". BEEVOR propose alors à partir de données obtenues par observations cliniques et palpations une classification dans laquelle apparaissent nettement les différentes fonctions que les muscles pourraient assumer. A cet effet, il reprend la systématisation fonctionnelle de WINSLOW. Il désigne, respectivement, sous le nom de "prime movers" et d'antagonistes, les muscles principaux moteurs et modérateurs. Par contre, en ce qui concerne les muscles directeurs, BEEVOR distingue les synergistes qui coopèrent directement au jeu des principaux moteurs et les fixateurs qui stabilisent les articulations impliquées dans la réalisation de l'acte moteur.

Pour BASMAJIAN (1967), la fonction d'antagoniste serait uniquement dévolue aux muscles qui, croisant la même articulation, sont complètement silencieux durant la phase d'activité des muscles agonistes. Par contre, quand un muscle dit antagoniste présente une activité pendant la phase d'activité des agonistes - " dans le but de protéger une articulation ou de lutter contre les forces de gravité " -, BASMAJIAN préfère remplacer le terme d'antagoniste par celui de synergiste.

Une certaine ambiguïté semble donc persister dans la désignation des différentes catégories fonctionnelles de muscles. En accord avec WRIGHT (1952), on adoptera la terminologie suivante :

a) les muscles agonistes (ou protagonistes) qui sont susceptibles de provoquer le début du mouvement et de lutter contre les forces qui s'y opposent.

Par exemple, dans la flexion du coude, les principaux agonistes sont le biceps brachii, le brachioradialis et le brachialis.

b) les muscles antagonistes dont la contraction ou la résistance élastique viennent s'opposer au déplacement de l'articulation dans la direction souhaitée. Les antagonistes agissent toujours de manière à faciliter l'exécution du mouvement souhaité (ou le maintien de la posture). C'est le cas du triceps brachii dans la flexion du coude.

Selon les circonstances, les antagonistes peuvent se comporter de différentes façons, à savoir : soit être soumis à l'inhibition réciproque, soit se contracter, éventuellement seuls, lorsque le mouvement a lieu dans la direction de la pesanteur.

c) les muscles synergistes (ou fixateurs) dont la contraction facilite le mouvement, sans pour autant le provoquer. Par exemple, la fermeture du poing est grandement facilitée par la contraction des extenseurs du poignet. Et, lorsque la fermeture est très énergique, le triceps se contracte également, en tant que synergiste : il prévient ainsi le déplacement d'une articulation autre que celle directement concernée par le mouvement, en l'occurrence l'articulation du coude.

d) les muscles posturaux dont la contraction, sous-tend les réactions posturales. Celles-ci assurent ou rétablissent l'équilibre général du corps et favorisent l'exécution du mouvement, ou

l'exercice d'un effort. De ce fait, il peut s'agir de muscles très éloignés des muscles directement impliqués dans l'acte moteur.

Il apparaît donc que de nombreux groupes de muscles sont susceptibles de jouer un rôle dans l'exécution d'un acte moteur, même très simple, et que le rôle joué par chacun d'eux dépend des caractéristiques de l'acte moteur en question.

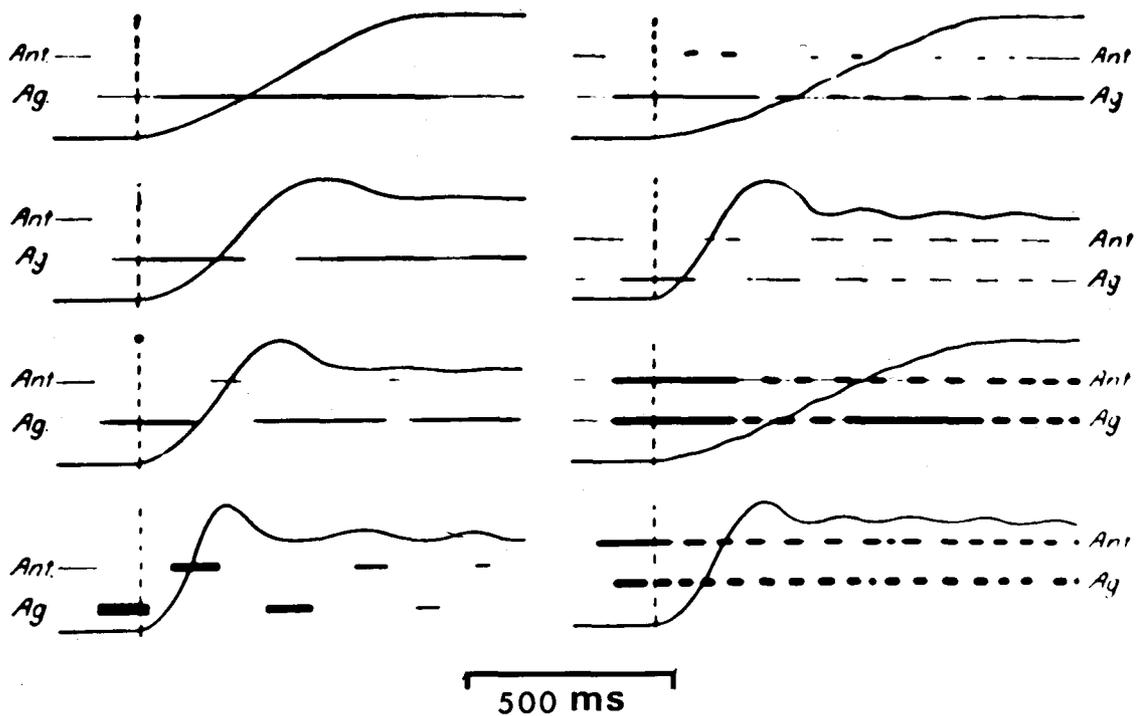
## II - METHODES D'INVESTIGATION DE LA COORDINATION MUSCULAIRE

L'étude de la coordination musculaire chez l'homme a fait l'objet de multiples recherches, rapportées par BASMAJIAN (1967). Parmi celles-ci, une place importante revient à l'œuvre 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 temporel du déplacement (v. fig. 1).

Les méthodes d'investigation de la coordination musculaire font donc appel à deux techniques essentielles : la détection des électromyogrammes et la détection des variables mécaniques du mouvement.

### 1 - L'EMG de surface, en tant que méthode d'appréciation du niveau d'excitation du muscle

On sait que de nombreux phénomènes électriques sont liés à l'excitation du muscle. Ne peuvent être enregistrés sur le muscle humain in situ, que les potentiels d'action. Leur dérivation peut être effectuée : a) à l'aide d'électrodes de surface, placées sur la peau. On recueille ainsi les variations de potentiel qui constituent l'électromyogramme de surface ; b) à l'aide d'électrodes-fils qui sont enfoncées dans le muscle et dont la sélectivité peut



- Fig. 1 -

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

(d'après WACHHOLDER, 1928)

être très variée. Ces électromyogrammes sont qualifiés d'intramusculaires ; c) à l'aide d'aiguilles du type de celles décrites par ADRIAN et BRONK (1929). On peut alors prétendre enregistrer le comportement d'un petit nombre, voir d'une unité motrice. Cet électromyogramme qualifié d'élémentaire, peut également être obtenu à l'aide d'électrodes-fils de sélectivité élevée.

Les modalités d'analyse des résultats peuvent être très différentes selon que l'on considère l'EMG élémentaire ou l'EMG global. Dans le premier cas, on peut étudier le recrutement temporel et spatial d'U.M.. Dans le deuxième cas, on peut quantifier l'activité myoélectrique par intégration de l'EMG et apprécier également la durée de l'activité. Quel que soit le type de tracé, le traitement des résultats peut faire appel aux méthodes d'autocorrélation et de crosscorrélation dont la faveur est actuellement grandissante et qui permet d'étudier la synchronisation des EMG (ARTEMYEVA, 1969).

Une très importante littérature concernant les différents types d'électrodes ainsi que les modes de dérivation et, de façon plus générale, les questions de technique, est analysée dans la récente thèse de MATON (1970).

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. 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 la diversité des plans d'action musculaire et le rôle fonctionnel des divers muscles impliqués dans un mouvement. Nous pensons que le travail qui suit apporte un argument supplémentaire à cette façon de voir.

Il est difficile de prétendre donner une analyse exhaustive de la littérature, particulièrement fournie, qui concerne l'étude de la coordination musculaire. C'est pourquoi, nous considèrerons essentiellement les plus originales ou les plus représentatives des publications qui se réfèrent à l'analyse de l'activité des muscles des membres supérieurs, en conditions dynamiques. Parmi les recherches exécutées avec des électrodes-fils, de sélectivité variée, nous citerons d'abord les travaux de WACHHOLDER et ALTENBURGER, s'échelonnant de 1923 à 1926, qui ont porté sur les principaux muscles mis en jeu dans l'élévation ou l'abaissement latéral du bras, dans l'ouverture ou la fermeture du poing et principalement dans la flexion et l'extension du coude et du poignet.

Par la suite, TOURNAY et FESSARD (1945, 1948), LIVINGSTON et coll. (1951) et TOURNAY et PAILLARD (1952) ont mis en évidence la variabilité de la coordination entre les muscles fléchisseurs des doigts et les extenseurs de la main, en fonction des conditions périphériques offertes au mouvement. BASMAJIAN et LATIF (1957), BASMAJIAN et TRAVILL (1961) et TRAVILL et BASMAJIAN (1961) ont étudié la coordination des différents muscles pronateurs et supinateurs de l'avant-bras. DE SOUSA et coll. (1961) ont analysé le comportement du brachioradialis

au cours de flexions de l'avant-bras, la main étant en différentes positions. PAULY et coll. (1967) ont enregistré l'activité des principaux muscles qui croisent l'articulation du coude. Ils ont pu déterminer leur contribution relative dans le cas de la flexion et de l'extension forcée des doigts et de l'avant-bras.

L'étude de la coordination musculaire a été également entreprise au moyen de l'électromyogramme de surface. SPERRY (1939) utilise à la fois des électrodes-fils et des électrodes de surface pour détecter l'activité des muscles de l'avant-bras, du bras et de l'épaule mis en jeu au cours de mouvements circulaires, elliptiques et de va-et-vient. GELLHORN (1947) étudie la coordination musculaire entre le biceps, le triceps, le flexor carpi radialis et l'extensor carpi radialis, lors des mouvements de flexion du poignet en pronation ou en supination. DEMPSTER et FINERTY (1947) examinent l'activité relative de dix des quinze muscles qui contribuent au mouvement du poignet. SULLIVAN et coll. (1950) recueillent au niveau de la longue et de la courte portion du biceps brachii l'activité électromyographique pendant les mouvements volontaires de flexion et d'extension du coude. Ils essaient plus particulièrement de déterminer si les caractères temporels de l'activité musculaire se modifient pendant les différentes phases du mouvement. TOURNAY et PAILLARD (1952) font une analyse polygraphique des synergies musculaires restreintes lors de la flexion des doigts et de la fermeture du poing. BOUISSET et coll. (1962), BOUISSET et coll. (1963) et DENIMAL (1964) comparent les enregistrements accélérométriques et électromyographiques des mouvements isolés de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras dans un plan sagittal. SATO (1963) analyse les E M G du triceps et du biceps détectés lors des

mouvements répétitifs et précis de l'avant-bras sur le bras. PERSON (1965) dans son étude sur le rôle des muscles antagonistes dans les mouvements, examine l'évolution du rapport entre l'activité électrique globale de l'agoniste et celle de l'antagoniste au cours d'un entraînement suivi. COMEAU (1967) utilisant la technique d'électromyographie globale, étudie le rôle respectif des muscles agonistes et antagonistes dans le contrôle de la vitesse d'exécution des mouvements et de la force musculaire mise en jeu.

WIESENDANGER et coll. (1967), BRICHČÍN et POLAK (1969) évaluent les réactions motrices simples en considérant la coordination de l'activité musculaire du biceps et du triceps pour des mouvements volontaires de flexion de l'avant-bras qui doivent être exécutés le plus rapidement possible. CNOCKAERT (1968) étudie l'organisation d'un mouvement simple de va-et-vient de l'avant-bras sur le bras effectué dans un plan horizontal. LONG et coll. ont publié en 1970 le rapport final d'une longue série de recherches, concernant les diverses modalités de l'acte de préhension, la fonction et la contribution des différents muscles qui mobilisent les articulations de la main.

L'impression générale qui se dégage de ces recherches 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

diverses recherches. Il n'est pas 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. En d'autres termes, l'éventuelle inconsistance de certains résultats ne serait pas attribuable à la faiblesse de l'EMG de surface en tant qu'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 (1970).;

le second est lié aux résultats d'une recherche récente (BOUISSET et MATON, 1970) 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.

## 2 - Détection des variables mécaniques du mouvement

On a vu qu'il est nécessaire de rapporter l'activité musculaire au mouvement qu'elle détermine et donc de connaître autant que possible les caractéristiques mécaniques de celui-ci.

Pour faciliter l'exposé, prenons par exemple le cas, d'ailleurs étudié par la suite, d'un mouvement, effectué en l'absence de pesanteur, de rotation d'un segment corporel, autour d'un axe passant par une articulation. Celle-ci peut s'exprimer par l'équation différentielle de la forme :

$$(I_e + I_m)\Theta'' + (L_e + L_m)\Theta' + (R_e + R_m)\Theta = Fx = M$$

Dans cette expression, M est le couple moteur externe ; F est la force active d'origine musculaire du bras de levier égal à x ;  $\Theta$ ,  $\Theta'$ ,  $\Theta''$  sont respectivement, le déplacement, la vitesse et l'accélération angulaires instantanées. Quant aux coefficients de  $\Theta''$ ,  $\Theta'$  et  $\Theta$ , ils correspondent respectivement à l'inertie, aux frottements et à l'élasticité. Ils ont leur origine :

- dans les propriétés du système musculo-squelettique à savoir : l'inertie ( $I_m$ ), l'élasticité ( $L_m$ ) mise en jeu lors de la déformation du système musculo-tendineux et les frottements articulaires ( $R_m$ ).

- dans les propriétés du milieu extérieur : frottements ( $L_e$ ), inerties additionnelles ( $I_e$ ), réactions élastiques ( $R_e$ )...

La connaissance des variables mécaniques  $\Theta$ ,  $\Theta'$ ,  $\Theta''$  et F permet donc de déterminer la forme d'un tel mouvement.

#### a) détection des variables cinématiques

Les modalités de détection des variables cinématiques sont très nombreuses.

En ce qui concerne le déplacement, à la méthode graphique directe (WACHHOLDER, 1925 ; WAGNER, 1925 ;

FENN et coll., 1931) présentant une inertie et des frottements non négligeables, doivent être préférées, soit des méthodes optiques, soit des méthodes électriques.

Les méthodes optiques telles que la chronophotographie, la cinématographie et la stroboscopie offrent l'avantage d'une détection très fidèle du déplacement étant donné l'absence d'inertie et de frottements. Elles sont surtout employées pour l'étude des mouvements pluri-articulaires. Cependant, étant donné que ces techniques nécessitent un calibrage délicat, il est préférable d'utiliser des méthodes qui transforment le déplacement (angulaire ou linéaire) en un signal électrique. S'il est possible de recourir à de nombreux capteurs, le plus utilisé est le capteur potentiométrique qui détecte par variation de résistance d'un bobinage ou une piste conductrice, le déplacement angulaire ou linéaire. Cette technique permet de déterminer la position angulaire d'un ou plusieurs segments corporels au cours du mouvement (WILKIE, 1950 ; BOUISSET et coll., 1963 ; VREDENBREGT et WESTHOFF, 1963 ; FELDMAN, 1966 ; MORECKI et coll., 1966 ; BRICHČÍN, 1966).

En ce qui concerne la vitesse, deux possibilités sont offertes, soit intégrer le tracé accélérométrique, soit dériver le tracé de déplacement. C'est cette dernière technique qui semble la meilleure. A cet effet, la tension de sortie du capteur potentiométrique est appliquée à un circuit différentiateur (PERTUZON et BOUISSET, 1965). Mais la dérivation d'un signal diminue le rapport signal/bruit à la sortie du capteur. Il est donc nécessaire que ce rapport soit déjà très élevé. Pour pallier cet inconvénient, une autre méthode peut être utilisée.

Elle donne directement une tension qui est fonction de la vitesse. A cet effet, on utilise des capteurs inductifs ; la tension induite est alors fonction de la vitesse du mouvement, (VREDENBREGT et KOSTER, 1966). Mais la tension obtenue est affectée d'un bruit de fond non négligeable et la linéarité de la réponse n'est pas très bonne.

Enfin, pour ce qui est de l'accélération, plutôt que de l'obtenir en dérivant deux fois la tension proportionnelle au déplacement, on préfère recourir à des capteurs accélérométriques, généralement conçus sur le principe de la variation de mutuelle inductance (BOUISSET et coll., 1962).

#### b) détection de la force

Le problème de l'évaluation de la force est plus délicat. En effet, sur l'homme et l'animal intacts, il est quasiment impossible de mesurer directement la force développée par un muscle donné, au cours d'une contraction. Toutefois, cette détection a pu être réalisée sur des muscles d'amputés au moyen de jauges de contrainte (monographie de l'UNIVERSITE DE CALIFORNIE, 1947). Très récemment, BUCHTHAL et SCHMALBRUCH (1970) ont pu insérer dans le tendon d'Achille une aiguille reliée à une jauge de contrainte. Plus couramment, c'est une force résultante externe que l'on mesure. L'utilisation de capteurs de force ne permet d'évaluer cette force extérieure que dans le cas de contractions isométriques ou de contractions isotoniques (CAVAGNA et MARGARIA, 1961 ; ASMUSSEN et coll., 1965).

Par contre, lorsque la vitesse est variable, c'est-à-dire lorsqu'on est en condition anisométrique, il est nécessaire de recourir à une autre technique basée sur le calcul du moment des forces d'inertie  $I\ddot{\theta}$ . C'est ce que nous avons tenté de réaliser (LESTIENNE et BOUISSET, 1968) dans le cas particulier de la flexion du coude. Connaissant certaines variables cinématiques, nous avons calculé la force résultante externe, selon la direction du biceps. Il est bien clair que, si le biceps est le fléchisseur principal pour les mouvements de flexion du coude effectués dans un plan horizontal (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 a), il n'est pas le seul. Dès lors, se trouvent posés les problèmes de l'évaluation du pourcentage de la force extérieure effectivement développée par ce muscle et de la constance de celui-ci lorsque les conditions d'exécution du mouvement varient. Il s'agit en réalité d'une question difficile à résoudre et ayant abouti à des résultats contradictoires (WILKIE, 1950 ; BASMAJIAN et LATIF, 1957 ; MORECKI et coll., 1966). Très récemment, GOUBEL (1970) a peut-être ouvert la voie à une solution, évidemment basée sur la prise en considération de l'activité électromyographique des divers muscles agonistes. Néanmoins, on peut penser que la projection de la force résultante sur un seul muscle, considéré comme principal agoniste, peut être une estimation de la force développée par ce muscle. Elle permet d'étudier l'évolution, à chaque instant, de la force relative de ce muscle durant la phase motrice du mouvement. On admettra par la suite et, en première approximation, que la valeur de la force ainsi calculée est une fraction constante de la force réellement développée par le biceps.

### III - OBJET DU TRAVAIL

De l'analyse de la littérature, il ressort d'une part que les plans de coopération musculaire présentent une très grande diversité et on peut se demander si elle n'est pas due au fait que les sujets sont placés dans des conditions peu standardisées et donc peu comparables. D'autre part, la plupart des auteurs ayant abordé l'étude de la coordination musculaire au cours du mouvement ont très rarement relié la description des modalités et de l'évolution de l'activité des muscles considérés à une ou plusieurs variables mécaniques caractérisant la vitesse d'exécution du mouvement et les forces externes à vaincre (inertie, pesanteur, frottement...).

L'analyse quantifiée de la coordination agoniste-antagoniste nécessite donc, en premier lieu, de contrôler très précisément les conditions d'exécution du mouvement. En second lieu, il importe d'examiner le rapport chronologique entre le décours temporel des tracés mécaniques et l'évolution de l'activité électromyographique des muscles considérés. Enfin, il est souhaitable de rapporter les caractéristiques de l'activité des divers muscles impliqués au cours d'un mouvement à une grandeur biomécanique convenable, dans le but d'être quantifiées.

Afin de mener à bien une telle entreprise nous avons choisi un mouvement aussi simple que possible, ne mobilisant qu'une seule articulation et répondant 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.

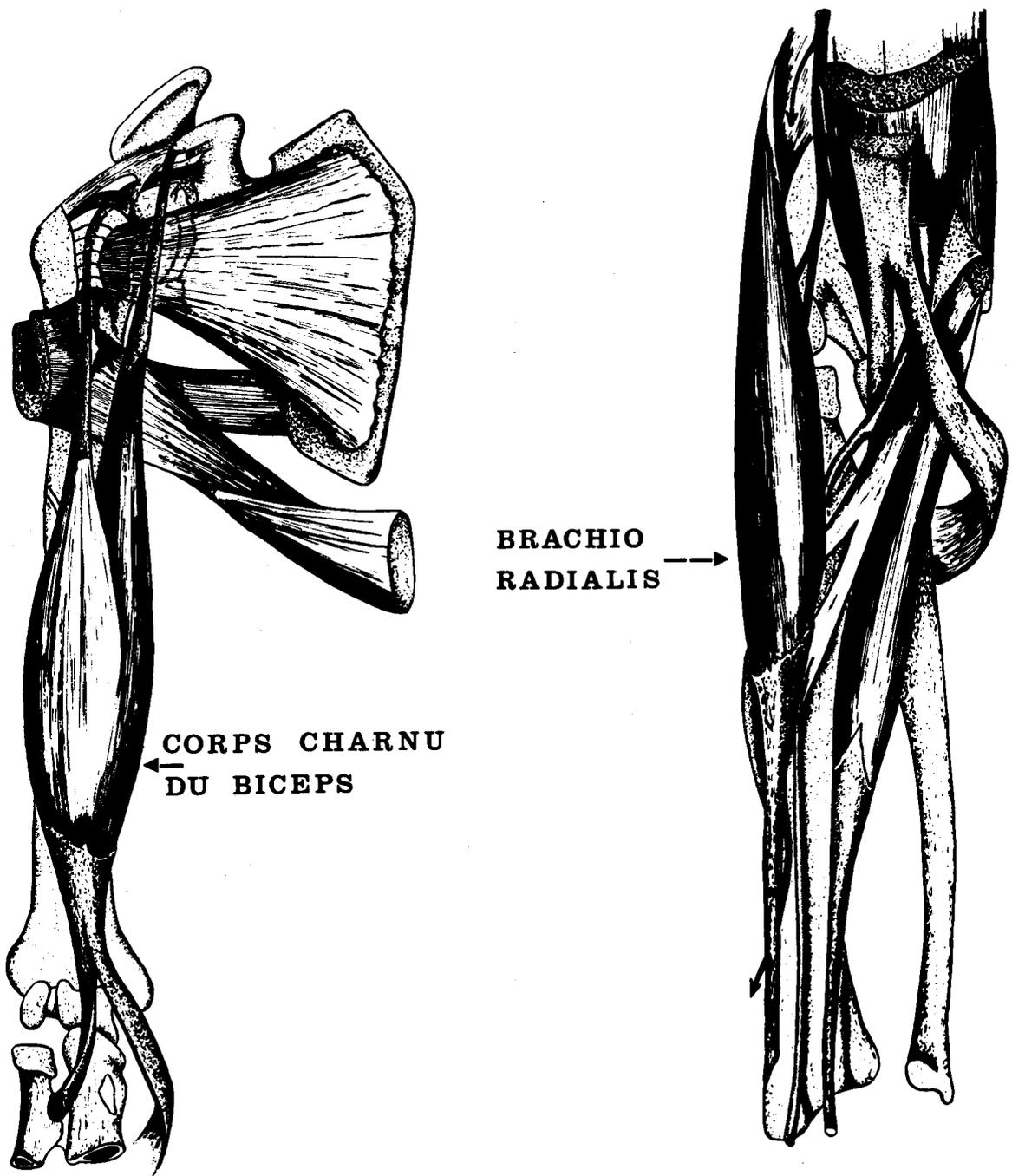
- le mouvement ne doit mettre en jeu qu'un nombre restreint de muscles, constituant un groupe musculaire bien défini et de surcroît bien délimité anatomiquement (v. fig.2 et 3).

- 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. Les exigences de précision sont de ce fait réduites au minimum.

Ces diverses raisons ont amené le choix de mouvements unidirectionnels de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras. 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 élastiques 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 sont opposées au mouvement et 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 de repos de l'articulation définie classiquement par la perpendicularité de l'avant-bras par rapport au bras.

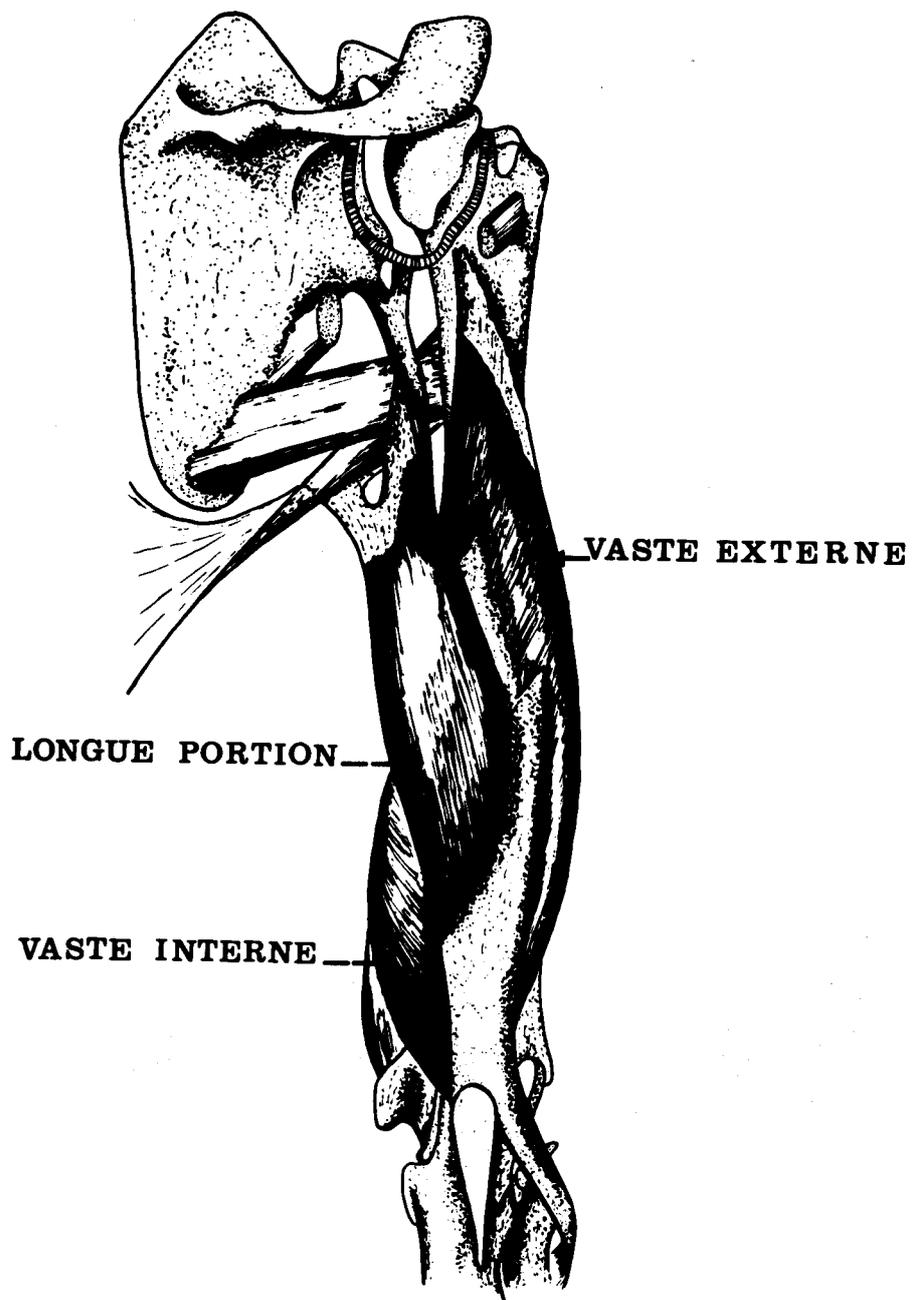


- Fig.2 -

*Disposition anatomique des muscles biceps brachii et brachio-radialis droits.*

*(d'après MONOD et DUHAMEL, 1966).*





- Fig. 3 -



*Disposition anatomique du triceps brachial droit.*

*(d'après MCNOD et DUHAMEL, 1966).*

Enfin, l'arrêt du mouvement est obtenu soit par visée d'un repère, soit par percussion d'une butée. Ainsi, il nous est donné la possibilité d'examiner l'influence des conditions d'exécution (vitesse et inertie), la direction (flexion ou extension) et le type d'arrêt (visée ou percussion) du mouvement, sur l'allure des mécanogrammes et des plans de coopération musculaire.

Le présent mémoire reprend, en les complétant, certains résultats préliminaires précédemment publiés par LESTIENNE (1967), BOUISSET et coll. (1968), GOUBEL et coll. (1968), LESTIENNE et BOUISSET (1968), PERTUZON et LESTIENNE (1968), LESTIENNE et GOUBEL (1969), BOUISSET et coll. (1970), GOUBEL et coll. (1970) et LESTIENNE et BOUISSET (1970).

Après avoir exposé la technique et le protocole expérimental, nous aborderons l'étude cinématique du mouvement en examinant les propriétés remarquables du tracé accélérométrique qu'une représentation mathématique adéquate permet de mettre en évidence. Puis, après une analyse descriptive des EMG, on explorera diverses possibilités de quantification des plans de coopération musculaire dans le but de préciser s'ils présentent une évolution continue en fonction de certaines variables mécaniques. Enfin, nous essaierons d'interpréter les différents types de plan de coopération musculaire et d'apporter certains éléments de discussion en rapport avec l'organisation de ce mouvement dirigé effectué de façon régulière, sans l'intervention d'aucune perturbation extérieure et dont les exigences perceptives sont réduites au minimum.

- CHAPITRE I -

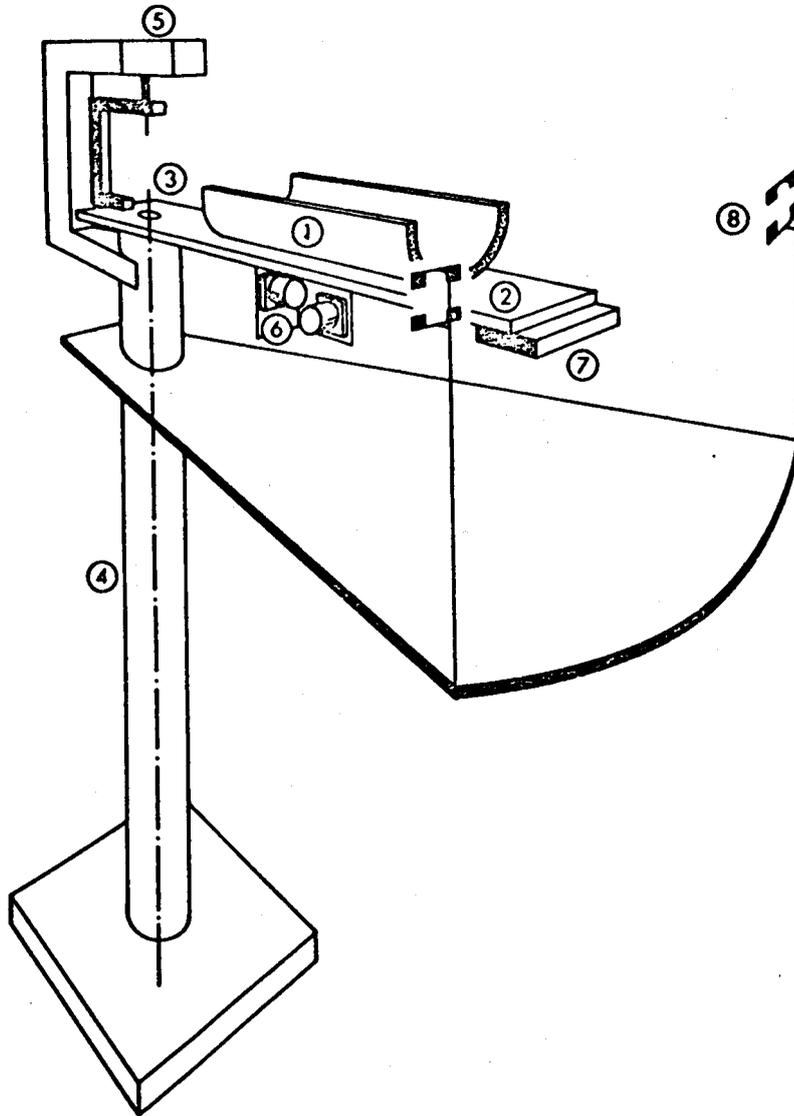
TECHNIQUE ET PROTOCOLE

On étudie un mouvement unidirectionnel de flexion et d'extension de l'avant-bras droit sur le bras droit, effectué dans un plan horizontal contre de faibles inerties et à vitesses non constantes. L'amplitude en est limitée soit par percussion d'une butée, soit par visée d'un repère.

A - TECHNIQUE

I - LE SYSTEME MECANIQUE (Fig. 4)

Le dispositif mécanique utilisé a été mis au point et décrit par CNOCKAERT (1968). Certaines modifications de détail y ont été apportées entre les différentes expérimentations. Elles avaient essentiellement pour but a) d'augmenter la rigidité du système mécanique, b) de favoriser l'adoption par les sujets d'une posture mieux standardisée et donc plus aisément reproductible d'un examen à un autre.



- Fig.4 -

Schéma du système mécanique

- |                     |                                |
|---------------------|--------------------------------|
| (1) Gouttière       | (5) Potentiomètre              |
| (2) Planchette      | (6) Accéléromètres             |
| (3) Axe de rotation | (7) Masses de plomb (inerties) |
| (4) Tube support    | (8) Repère visuel              |

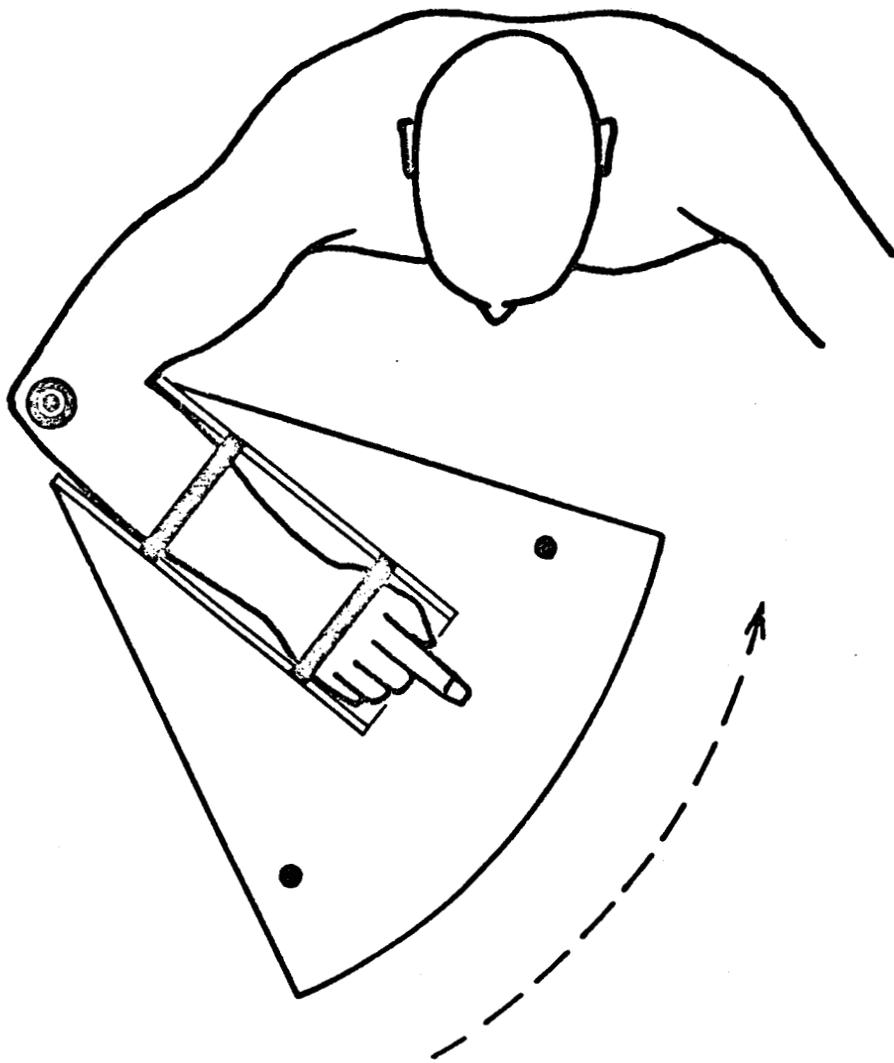


Le sujet est assis sur un siège permettant une posture stable. Afin d'éviter les mouvements de l'épaule, celle-ci se trouve immobilisée entre deux butées appuyant sur la partie supérieure et inférieure de l'articulation de l'épaule. Un réglage en hauteur de l'assise du siège permet de placer le bras en position horizontale, de manière à ce qu'il n'en résulte aucune gêne musculaire.

Des lanières de cuir immobilisent l'avant-bras et le poignet dans une gouttière de polystyrène expansé (1) maintenue sur une planchette de bois par un support en aluminium (2). La planchette est attachée sur deux cornières de fer rigides, vissées sur une plaque de fer, elle-même fixée sur un roulement à billes horizontal (3). Une colonne en acier de grosse section (4) supporte l'ensemble qui est donc mobile autour d'un axe vertical. Les frottements sont négligeables. L'inertie de l'ensemble mobile est faible. Son moment par rapport à l'axe de rotation est de  $0.033 \text{ kg.m}^2$ , ( $I_0$ ).

L'axe du coude, repéré selon des critères anatomiques, coïncide approximativement avec celui du système mécanique (3). La main est maintenue en semi-pronation. L'index est tendu afin de pouvoir viser des repères (8). Ceux-ci permettent de limiter l'amplitude des mouvements à  $40^\circ$  soit  $\pm 20^\circ$  ( $\pm 0,349 \text{ rad}$ ) de part et d'autre de la position de repos de l'articulation, définie classiquement par la perpendicularité du bras et de l'avant-bras (v. fig. 5).

Dans le cas de mouvement à arrêt par percussion, la limitation de l'amplitude est matérialisée par deux butées.



- Fig. 5 -

Position des segments corporels du sujet au cours d'un mouvement de flexion de l'avant-bras.

L'axe de rotation du coude coïncide avec celui du système mécanique.



Celles-ci sont recouvertes d'une couche de mousse de nylon, en vue d'amortir le choc et de diminuer l'appréhension du sujet.

Dans le cas du mouvement à arrêt par visée, les repères visuels sont constitués de deux cellules photoélectriques (8) situées à  $\pm 20^\circ$  par rapport à la position moyenne définie précédemment. Deux autres cellules situées à  $\pm 23^\circ$  permettent d'apprécier la précision de l'arrêt. Le signal consécutif au passage de l'index au niveau des cellules est en effet enregistré.

Des surcharges composées de masses de plomb parallélépipédiques (7) de hauteur faible peuvent être fixées par un boulon sous l'extrémité distale du système mécanique. Le centre de gravité de ces masses se trouve à 26 cm de l'axe de rotation, c'est-à-dire approximativement au niveau du point stylien. La valeur des moments d'inertie par rapport à l'axe de rotation de l'ensemble mobile est respectivement de  $0.105 \text{ kg.m}^2$  ( $I_1$ ),  $0.169 \text{ kg.m}^2$  ( $I_2$ ),  $0.228 \text{ kg.m}^2$  ( $I_3$ ),  $0.289 \text{ kg.m}^2$  ( $I_4$ ) et  $0.351 \text{ kg.m}^2$  ( $I_5$ ) pour des surcharges de 1 kg, 2 kg, 3 kg, 4 kg et 5 kg respectivement.

## II - DETECTION DES VARIABLES CINEMATIQUES

Au cours du mouvement, on enregistre les valeurs instantanées du déplacement ( $\Theta$ ) et de la vitesse ( $\Theta'$ ) angulaires, ainsi que de l'accélération tangentielle ( $\Theta''$ ).

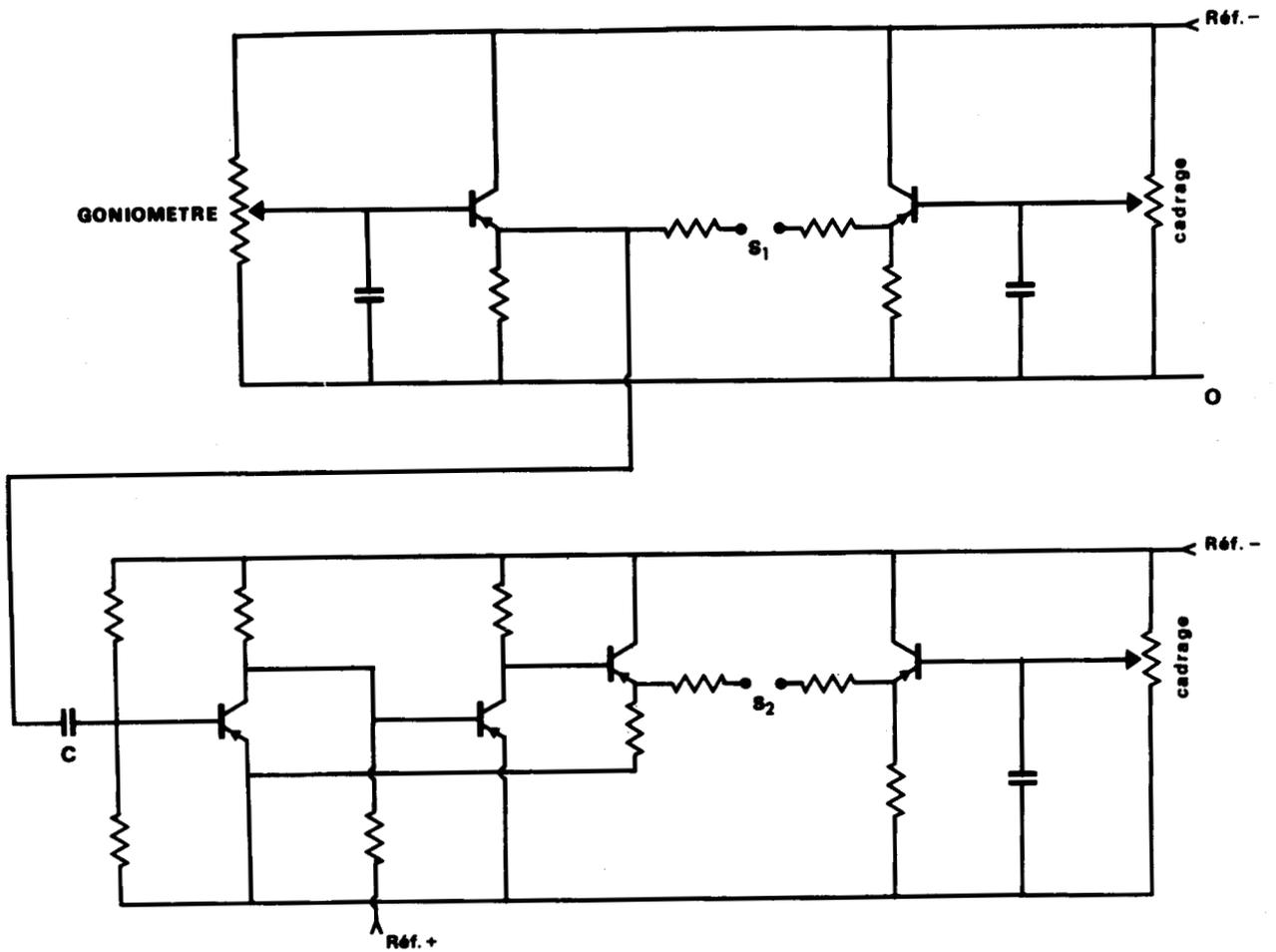
### 1 - Déplacement et vitesse angulaires

#### a) Déplacement angulaire

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).

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 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. 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 convient d'ajuster, par l'intermédiaire d'une contre batterie, le zéro



- Fig. 6 -

Schéma du dispositif de mesure du déplacement et de la vitesse angulaires.

C : condensateur (1  $\mu$ F)

S<sub>1</sub> : sortie déplacement

S<sub>2</sub> : sortie vitesse



électrique de la chaîne de mesure du goniomètre lorsque ce dernier est placé à la position de référence précédemment définie (90° de l'extension complète).

#### b) Vitesse angulaire

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  $\mu$ 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

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 - (6)*). 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 ( $\Theta''$ ) 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 (5 Hz au maximum). Ce déplacement est ensuite traduit en grandeur électrique par un transmetteur qui comporte essentiellement deux transformateurs 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.

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  $1000\Omega$ . 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 unité physique, est de :

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

### III - TECHNIQUE ELECTROMYOGRAPHIQUE

#### 1. Détection et amplification de l'activité myoélectrique

Il s'agit d'une détection bipolaire réalisée avec électrodes de surface. Celles-ci sont disposées

- . sur le corps charnu du biceps brachii, au niveau du point moteur,
- . en position médiane sur la longue portion du triceps brachial qui est considérée par TRAVILL (1962) comme étant toujours active,
- . sur le brachio-radialis près de son insertion humérale, dans la quatrième série expérimentale seulement (exp.4).

Deux types d'électrodes ont été utilisés. Ou bien, ce sont (exp.1 et 2) des plaques d'argent, plates, rectangulaires et de dimensions réduites. Leur fixation sur la peau est obtenue à l'aide de collodion. Pour obtenir un meilleur contact entre la peau et le métal, on interpose une légère couche de pâte électrolytique. Ou bien, (exp.3 et 4), ce sont des électrodes de surface BECKMAN. Celles-ci 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 collier adhésif permet la fixation de cette électrode sur la peau.

Quel que soit le type d'électrode utilisée - et 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 le triceps et à 2 cm pour le brachio-radialis. Cette technique, proche de celle décrite par MØLLER (1967), permet d'obtenir des résistances inter-électrodes faibles (entre 0,6 et 10 k $\Omega$ ) par rapport à l'impédance d'entrée du premier étage d'amplification (1 M $\Omega$ ). Les résistances inter-électrodes sont d'ailleurs contrôlées en début et en fin d'expérience.

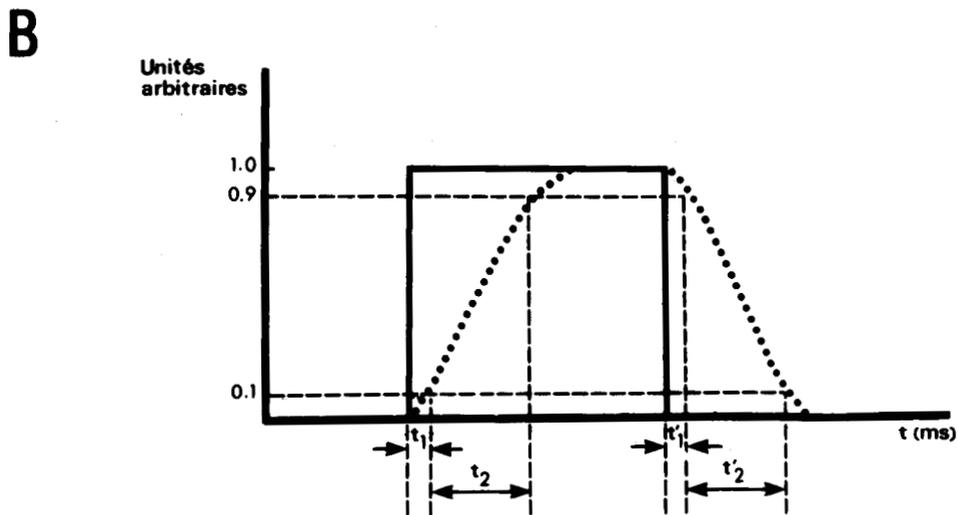
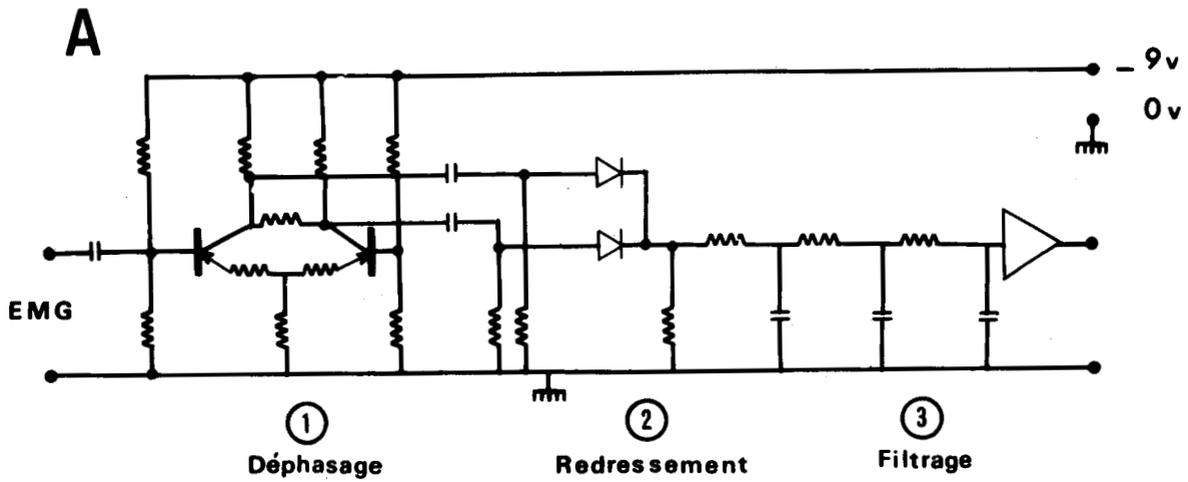
Les signaux myoélectriques sont amplifiés par l'intermédiaire d'une chaîne d'amplification classique comprenant deux étages amplificateurs différentiels. Le gain total peut varier entre 200 et 25000. Les fréquences hautes de cette chaîne d'amplification sont limitées essentiellement par le deuxième étage 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 ( $\pm$  10 volts) permet un débit maximum de 10 mA pour une impédance de sortie de 2 $\Omega$ . La sortie du deuxième étage d'amplification est asymétrique.

## 2 - Quantification de l'activité myoélectrique

La transformation de l'électromyogramme de surface en un tracé continu facilite l'examen qualitatif des EMG globaux

et leur comparaison aux enregistrements des variables mécaniques. A cet effet, nous avons utilisé un circuit électronique permettant d'obtenir l'enveloppé des signaux EMG (" Mean Voltage " des auteurs anglo-saxons). L'enveloppe de l'électromyogramme global du biceps (EMG e - B) et du triceps (EMG e - T) est obtenue par redressement et filtrage des potentiels musculaires. On utilise un dispositif (v. fig.7A), constitué de trois cellules RC en série (LESTIENNE, 1967). Pour une impulsion rectangulaire (v. fig.7 B) les constantes de temps des trois cellules introduisent un retard ( $T_1$ ) de 7 ms, et un temps de montée ( $T_2$ ) de 40 ms.

Pour une quantification plus rigoureuse des électromyogrammes du biceps brachii, du brachio radialis et du triceps, il est préférable d'utiliser 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.



- Fig. 7 -



Dispositif permettant d'obtenir l'enveloppe des EMG globaux.

En A : schéma du système électronique

En B : déformation d'une impulsion rectangulaire injectée  
à l'entrée du système électronique.

#### IV - CALCUL ANALOGIQUE DE LA FORCE AGONISTE RAPPORTEE AU BICEPS ET DE LA LONGUEUR DU BICEPS

##### 1 - Expression mathématique de la force et de la longueur

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, on peut considérer (BRAUNE et FISCHER, 1889) que le mouvement de l'avant-bras s'effectue par rapport à un point fixe 0. Si l'on admet 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 :

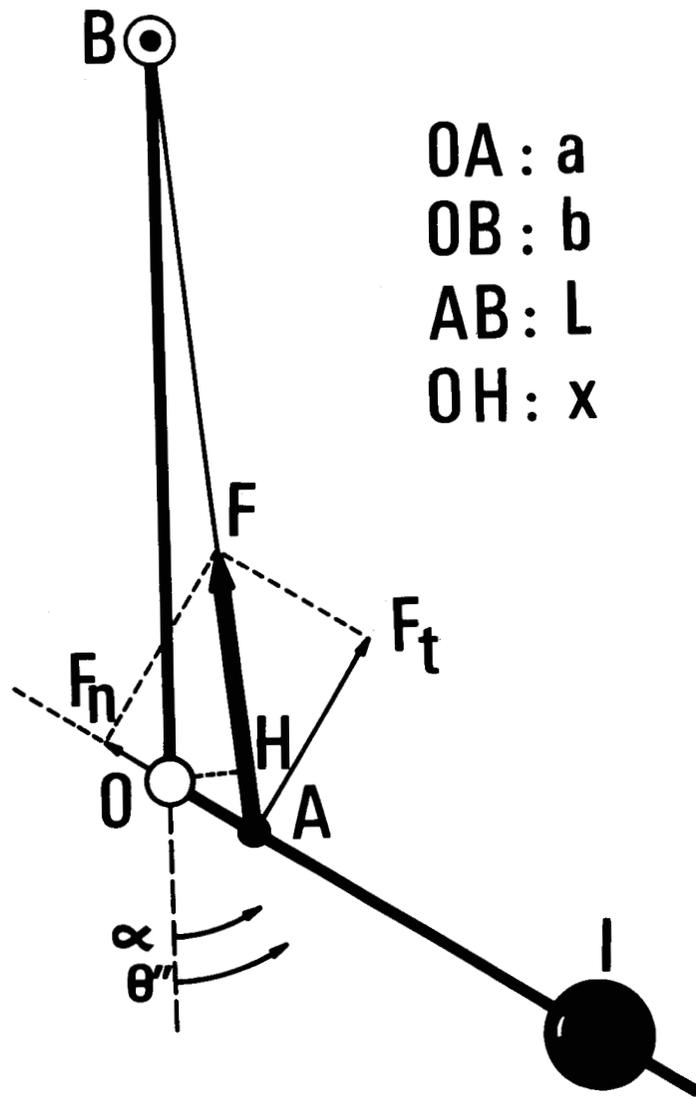
$$I\Theta'' = Fx$$

où,  $\Theta''$  est l'accélération angulaire, c'est-à-dire la dérivée seconde du déplacement angulaire  $\Theta$ ,

I est le moment d'inertie de l'avant-bras ( $I_{MAB}$ ) et du système mécanique mobile ( $I_0$ ) éventuellement pourvu d'une surcharge,

x est la distance de l'axe de rotation du coude (0) à la direction de F (v. fig. 8 ).

Le calcul trigonométrique qui permet d'exprimer  $x$  en fonction du déplacement angulaire nécessite le recours à une nouvelle variable définie par la relation  $\alpha = \alpha_0 + \theta$ , où,  $\alpha_0$  est la position de départ du segment repérée par rapport à sa position d'extension complète. Ainsi, la variable  $x$  peut être exprimée en fonction de l'angle  $\alpha$  et des distances  $a$  et  $b$  de l'axe de rotation du coude par rapport aux insertions inférieure et supérieure du biceps. Les valeurs  $I_{MAB}$  ont été déterminées



OA : a  
 OB : b  
 AB : L  
 OH : x

$$F = \frac{l\theta''}{x} = \frac{l\theta'' \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos \alpha}}{ab \sin \alpha}$$



- Fig.8 -

Expression de la force agoniste rapportée au biceps.

(v. les explications dans le texte).

expérimentalement pour les divers sujets examinés (PERTUZON et BOUISSET, 1967). Les constantes  $a$  et  $b$  sont les données classiques de BRAUNE et FISCHER (1889) affectées d'un coefficient de pondération tenant compte de la longueur de l'avant-bras des sujets examinés (WILKIE, 1950).

La force  $F$  du biceps s'exprime alors par la formule :

$$F = \frac{I\Theta'' \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos\alpha}}{ab \sin\alpha}$$

Le terme  $\sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos\alpha}$ , correspond à la longueur  $L$  du biceps.

## 2 - Calcul analogique de F et L

Etant donnée la relative complexité de ces deux formules, il nous a semblé nécessaire de mettre en oeuvre un calculateur analogique permettant d'obtenir instantanément l'évolution de la longueur ( $L$ ) et de la force ( $F$ ) du biceps en fonction du temps. Nous avons utilisé à cet effet le calculateur analogique modulaire NADAC 20,

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  $L$  et  $F$ .

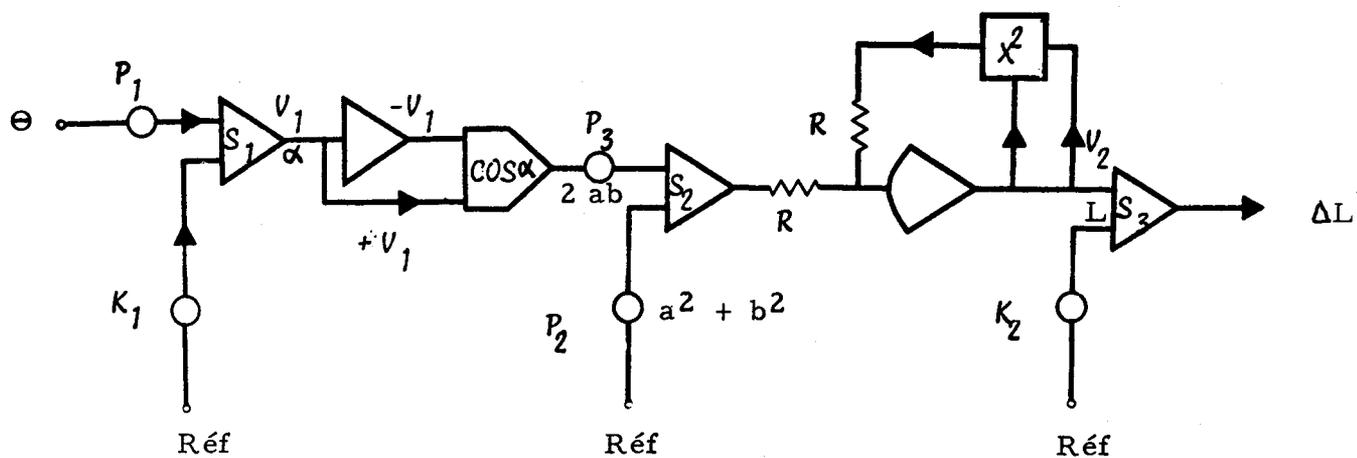
L'établissement des formules de L et F font intervenir trois constantes a, b et I et deux variables  $\Theta''$  et  $\alpha$ . Les tensions correspondant à  $\Theta''$  et  $\alpha$  sont amplifiées par l'intermédiaire d'amplificateurs ROCHAR avant d'être appliquées sur les modules appropriés du calculateur analogique dont les tensions de référence sont comprises entre - 20 et + 20 volts.

a) calcul de la longueur (L) (v. fig. 9, a)

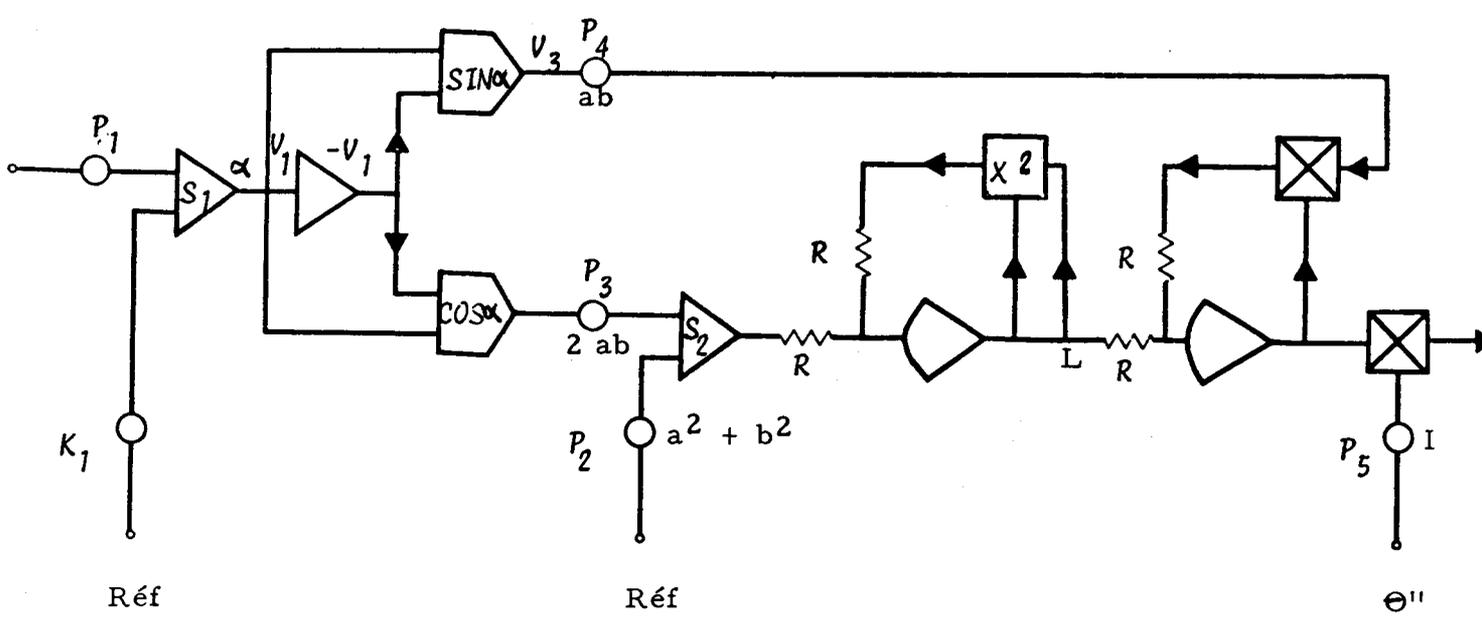
Les opérations permettant d'élaborer 
$$L = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos\alpha}$$
 sont les suivantes :

\* Le calcul de  $\cos\alpha$  nécessite l'utilisation d'un traducteur de fonction cosinus. La tension d'entrée de ce traducteur est comprise entre - 18 V et + 18 V pour des angulations comprises entre - 180° et + 180°. Une variation de 10 degrés correspond alors à une variation de 1 volt. A l'aide d'un module potentiométrique  $P_1$ , on ajuste la tension  $\Theta$  provenant du capteur goniométrique. La tension de sortie de celui-ci est celle correspondant au coefficient de proportionnalité défini ci-dessus. Cette tension est ensuite envoyée sur la première entrée d'un module amplificateur  $S_1$  utilisé en sommateur.

\* Afin d'obtenir une meilleure sensibilité, on choisit de réduire la plage de mesure à un secteur de 40° centré sur une position de référence  $\alpha_R = 90^\circ$ . Cette position est celle autour de laquelle s'effectuent les mouvements. Ainsi, nous avons à la sortie de l'amplificateur du goniomètre une tension nulle, quand  $\alpha = \alpha_R$ . Il faut donc appliquer à l'entrée du module cosinus une tension qui soit proportionnelle à  $\alpha_R$ . A cet effet,



**-a-**



**-b-**



- Fig. 9 -

Schéma de calcul de L (a) et de F (b).

(Se reporter au texte pour la signification des symboles).

à l'aide d'une résistance  $K_1$ , on applique à la deuxième entrée de  $S_1$  une tension de 9 volts correspondant à  $\alpha_R = 90^\circ$ . On retrouve donc à la sortie de  $S_1$  une tension  $V_1$  qui satisfait aux conditions de calcul de  $\cos \alpha$ . Les tensions  $V_1$  et  $-V_1$  sont ensuite dirigées vers le traducteur de fonction cosinus.

\* On affiche les valeurs des constantes  $(a^2 + b^2)$  et  $(2 ab)$  sur deux potentiomètres  $P_2$  et  $P_3$ . La tension de sortie correspondant à  $\cos \alpha$  est alors envoyée sur  $P_3$  qui multiplie  $\cos \alpha$  par la constante  $(2 ab)$ . On effectue ensuite la somme  $(2 ab \cos \alpha) + (a^2 + b^2)$  par l'intermédiaire d'un module amplificateur  $S_2$  travaillant en sommation.

\* L'extraction de la racine carrée de  $a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha$  est réalisée grâce à un traducteur de fonction  $\chi_2$  qui contre-réactionne un amplificateur. Afin d'annuler les oscillations du signal de sortie de ce traducteur, on boucle l'amplificateur par une diode qui n'est pas représentée sur la figure. A la sortie de cet amplificateur, nous obtenons donc une tension  $V_2$  correspondant à la longueur (L) du biceps pour un angle donné. Or, pour les mêmes raisons que dans le cas du déplacement angulaire, il est préférable de connaître le raccourcissement du biceps  $L - L_0$ , c'est-à-dire le  $\Delta L$  du schéma de calcul.  $L_0$  est la longueur du biceps pour la position de départ  $\alpha_0$ . Le goniomètre étant sur la position de référence  $\alpha_R$ , on applique à l'une des entrées d'un sommateur  $S_3$  la tension  $V_2$  représentant la longueur initiale L et à l'autre, par l'intermédiaire de la résistance  $K_2$  une tension égale et de signe opposé à  $V_2$ . On obtient à la sortie de  $S_3$  une tension correspondant à  $\Delta L$ .

b) calcul de la force (F) (v. fig. 9, b)

$$\text{Le calcul de } F = \frac{I\Theta'' \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}}{ab \sin \alpha}$$

nécessite les opérations suivantes :

\* Le signal  $\Theta''$ , après amplification, est appliqué à un opérateur potentiométrique  $P_3$  qui effectue la multiplication de cette variable  $\Theta''$  par la constante  $I$  dont la valeur est affichée sur  $P_5$ .

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

\* Le quotient de  $\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}$  par  $ab \sin \alpha$  est réalisé à partir d'un module multiplicateur qui contre-réactionne un amplificateur. Comme pour l'extraction de la racine carrée, on complète la contre-réaction de l'amplificateur par une diode de façon à éviter l'oscillation du signal de sortie.

\* Enfin, on effectue la multiplication des deux termes  $I\Theta''$  et  $\frac{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}}{ab \sin \alpha}$  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  $\alpha$  et  $\Theta''$ .

La programmation de F et L étant ainsi établie conformément au plan de calcul, il suffira d'afficher pour chacun des sujets, les valeurs individuelles de I, ab, 2 ab,  $a^2 + b^2$ . Nous aurons donc alors à chaque instant l'évolution de la force F et de la longueur L du biceps autour de la position  $\alpha_0 = 90^\circ$ .

## V - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

Différents types d'enregistrement ont été utilisés.

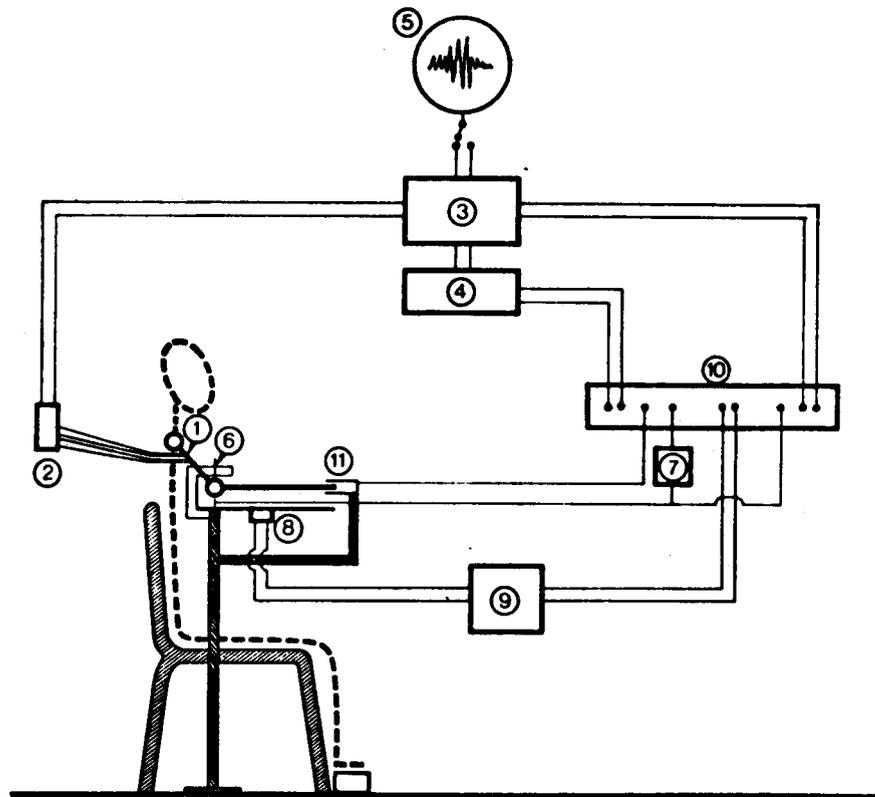
Lors des deux premières expérimentations, le déplacement, la vitesse et l'accélération angulaires ainsi que les activités électromyographiques globales (EMG), les enveloppes (EMG e) et les électromyogrammes intégrés (Q) du biceps et du triceps sont simultanément enregistrés (v. fig.10).

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 mécaniques, 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.



- Fig. 10 -

Schéma du montage expérimental.

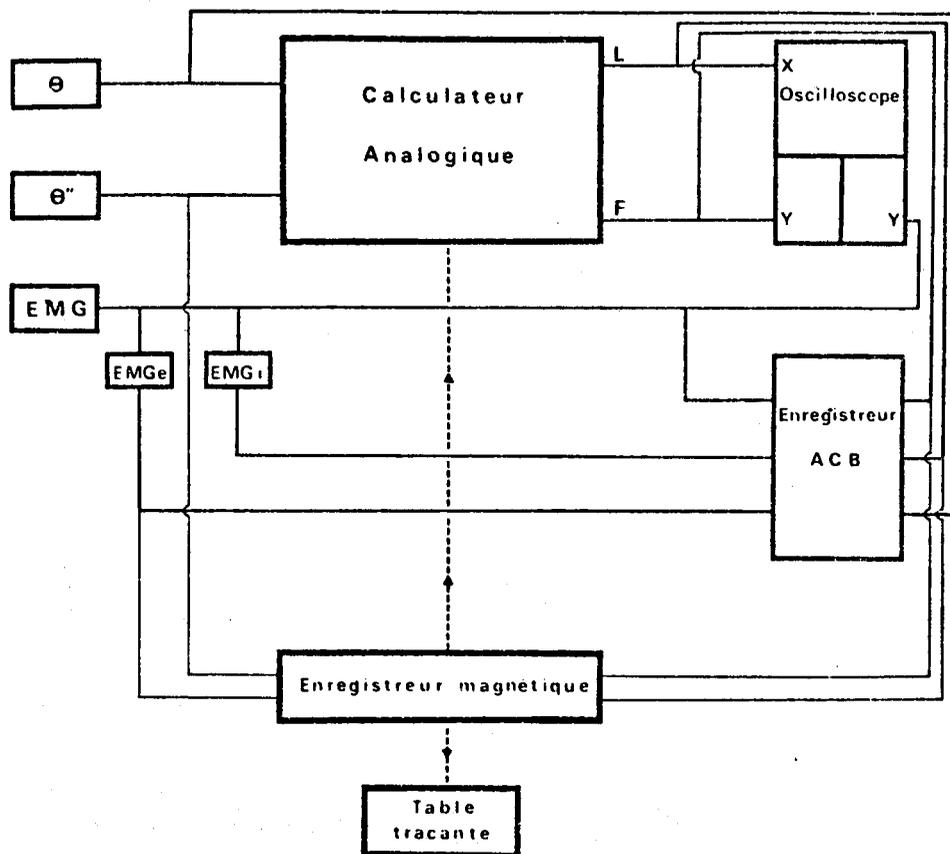
- |  |                               |
|--|-------------------------------|
| (1) Electrodes                             | (6) Goniomètre                |
| (2) Tableau d'entrée de l'électromyographe | (7) Différentiateur           |
| (3) Préamplificateur EMG                   | (8) Accéléromètres            |
| (4) Intégrateur EMG                        | (9) Modulateur - Démodulateur |
| (5) Oscilloscope                           | (10) Enregistreur ACB         |
|  | (11) Cellule photoélectrique  |



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 à 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  $\pm 36$  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. Par contre, il s'avère que la précision du réglage mécanique de l'alignement des spots lumineux est de 20 ms.

De plus, nous avons adjoint à l'enregistreur ACB un oscilloscope bicourbe (HEWLETT-PACKARD) qui permet de contrôler pendant l'expérimentation les différents phénomènes recueillis sur le papier photodéveloppable.

A partir de la troisième expérimentation, un enregistrement parallèle est effectué sur enregistreur magnétique "AMPEX", en modulation d'amplitude. Les données enregistrées sont ensuite examinées sur table traçante et 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 est essentiellement appliquée à l'étude de la variation de la force du muscle en fonction de sa longueur (v. fig. 11).



- Fig. 11 -

*Schéma du montage expérimental*

- L : longueur du biceps*
- F : force résultante rapportée au biceps*
- EMG e : " enveloppe " de l'électromyogramme*
- EMG i : électromyogramme intégré*



## B - PROTOCOLE

Les résultats portent sur quatre expérimentations auxquelles ont participé six adultes de sexe masculin et d'âge inférieur à trente ans. D'une expérimentation à une autre, certains des sujets et certaines des inerties ont varié.

L'expérimentation n°1 (GOUBEL et BOUISSET, 1967) porte sur trois sujets et deux inerties ( $I_1$ ,  $I_2$ ) correspondant à des surcharges faibles de 1 kg et 2 kg. Les expérimentations n°2 (LESTIENNE et BOUISSET, 1968) et n°3 (GOUBEL et coll., 1968) portent sur trois sujets et deux autres conditions d'inerties ( $I_0$ ,  $I_3$ ) soit l'inertie du système mobile, d'une part sans surcharge (0 kg) et, d'autre part, avec une surcharge de 3 kg. L'expérimentation n°4 (LESTIENNE et GOUBEL, 1969) porte sur 4 sujets et 6 inerties ( $I_0$ ,  $I_1$ ,  $I_2$ ,  $I_3$ ,  $I_4$  et  $I_5$ ). Pour chaque condition d'inertie, il est tenu compte de la valeur de l'inertie de l'avant-bras ( $I_{MAB}$ ) de chaque sujet examiné.

Deux types de mouvements sont examinés pour lesquels la même excursion angulaire est imposée. Il s'agit de mouvements à arrêt par percussion et de mouvements à arrêt par visée dont l'amplitude est limitée à  $\pm 20^\circ$  de part et d'autre de la position de repos de l'articulation. Pour les mouvements à arrêt par percussion, les sujets sont invités à percuter une butée, la vitesse instantanée devant être maximale à la fin du mouvement. Pour les mouvements à arrêt par visée, il est demandé aux sujets de respecter l'excursion angulaire choisie, sans que l'exigence de précision soit présentée comme primordiale.

Il est à noter que le cas des mouvements de percussion est uniquement examiné au cours des deux premières séries expérimentales.

Pour chaque expérimentation, chacun des sujets fait l'objet de deux examens pratiqués des jours différents. Chaque examen comporte des séries successives de mouvements effectués dans chacune des conditions d'inertie considérées. Pour chaque condition d'inertie, le sujet réalise des mouvements de flexion et d'extension. Les mouvements sont unidirectionnels : la flexion est séparée de l'extension par un intervalle de deux à trois secondes environ. La vitesse d'exécution n'est pas imposée. Il est demandé au sujet d'effectuer les mouvements d'abord à vitesse spontanée, puis à vitesse plus lente et enfin à vitesse plus rapide. L'attention du sujet est attirée sur la nécessité d'une décontraction musculaire préalable et d'une exécution continue des mouvements - en particulier des mouvements lents. Pour les expérimentations 1 et 2, cinq flexions et cinq extensions sont exécutées pour chacune des trois conditions de vitesse. Par contre, pour les expérimentations 3 et 4, les sujets n'effectuent que des mouvements de flexion.

En ce qui concerne les sujets examinés, au cours de diverses séries expérimentales, ils sont au nombre de six. Il s'agit de personnel permanent du Laboratoire bien motivé et ayant l'habitude de ce genre d'examen. Préalablement à chaque série expérimentale, une série de mouvements préliminaires a, en tout cas, été effectuée.

D'un examen à un autre, l'ordre de présentation des surcharges, des gammes de vitesses et des types de mouvements est permuté de façon à éviter l'influence éventuelle de l'ordre de passation des épreuves. L'énergie cinétique développée au cours des différents mouvements reste toujours inférieure à 2,5 joules.

Entre les deux séries de mouvements d'un même examen, une pause suffisante est respectée afin d'éviter les risques de fatigue. Une épreuve de travail statique est pratiquée au début et à la fin de chaque examen. Elle consiste à maintenir, au niveau du point stylien, des masses de 1, 2 et 3 kg, l'avant-bras étant à 90° par rapport à l'extension complète.

Cette épreuve fournit la possibilité d'un contrôle de l'état de fatigue musculaire (SCHERRER et MONOD, 1960). En absence de fatigue, une relation sensiblement linéaire existe entre l'activité électrique intégrée (en pips par seconde) et la charge maintenue (en kg). Par contre, cette relation n'est plus linéaire si au cours de la contraction apparaissent des phénomènes de fatigue.

En outre, l'épreuve de travail statique permet d'exprimer à partir de cette relation linéaire tout nombre de pips en une unité arbitraire, le kg statique seconde (BOUISSET et coll., 1963). L'utilisation de cette unité, dont la signification est discutée par GOUBEL (1970) répond à une nécessité pratique : elle permet, en effet, d'exprimer dans une même unité, les résultats obtenus sur des sujets différents et au cours d'examens effectués à des jours différents.

- CHAPITRE II -

ETUDE CINEMATIQUE DU MOUVEMENT  
-----

Par la mise en jeu de forces musculaires actives, l'avant-bras est animé d'un mouvement de rotation. Le décours temporel du déplacement angulaire, c'est-à-dire la courbe  $\Theta = f(t)$ , définit, au sens strict, la forme du mouvement. Le décours temporel de la vitesse angulaire ( $\Theta'$ ) et de l'accélération tangentielle ( $\Theta''$ ) peut être connu par simple et double dérivation du déplacement angulaire par rapport au temps. Les trois équations n'étant pas indépendantes, la connaissance de l'une d'elles suffit donc pour caractériser la forme du mouvement. C'est au tracé accélérométrique que l'on s'intéressera tout particulièrement, étant donné qu'il exprime l'effet de la résultante des forces appliquées au segment corporel.

Nous essaierons de déterminer l'effet sur le tracé accélérométrique de divers facteurs tels que les conditions d'exécution (vitesse et inertie), la direction (flexion ou extension) et le type d'arrêt (visée ou percussion) du mouvement. Nous examinerons en particulier comment le tracé accélérométrique se déforme en fonction de la seule rapidité du mouvement et dans quelle mesure

celle-ci étant connue, la forme exacte du tracé accélérométrique est, par là même, fixée. A cet effet, on a eu recours aux possibilités qu'offre une représentation mathématique du mouvement. Ayant montré que les courbes expérimentales pouvaient être réduites à une forme trapézoïdale, il a suffi d'étudier les variations des paramètres susceptibles de la définir.

Après avoir décrit l'allure des mécanogrammes du mouvement, on étudiera la représentation mathématique adéquate. On examinera ensuite les propriétés remarquables du tracé accélérométrique que l'utilisation de cette représentation permet de mettre en évidence.

Etant donné le caractère particulier de ce chapitre, il a semblé préférable de scinder la discussion. Celle-ci est placée dans le dernier paragraphe de chacune des trois parties et certains points sont repris dans la discussion générale qui figure au chapitre IV.

On rappelle enfin qu'on se limite au cas de mouvements unidirectionnels, d'amplitude constante, effectués de façon régulière, sans l'intervention d'aucune perturbation extérieure et sans aucune exigence de précision dans le cours de leur exécution.

## I - DESCRIPTION DES MECANOGRAMMES

La description concerne indistinctement les mouvements de direction inversés : les mécanogrammes de la flexion et de l'extension présentent en effet les mêmes caractères au signe près. Elle se limite par ailleurs au mouvement primaire. Il est en effet nécessaire de distinguer le mouvement primaire, c'est-à-dire le déplacement proprement dit de l'avant-bras, des mouvements secondaires. Ces derniers correspondent :

- pour le mouvement à arrêt par percussion, à une succession d'oscillations d'amplitude variable, consécutives à la percussion du segment sur la butée,

- pour le mouvement à arrêt par visée, à de petits mouvements d'ajustement de part et d'autre de la position terminale fixée. Ces perturbations secondaires limitées à quelques oscillations de faible amplitude feront ultérieurement l'objet d'une étude détaillée.

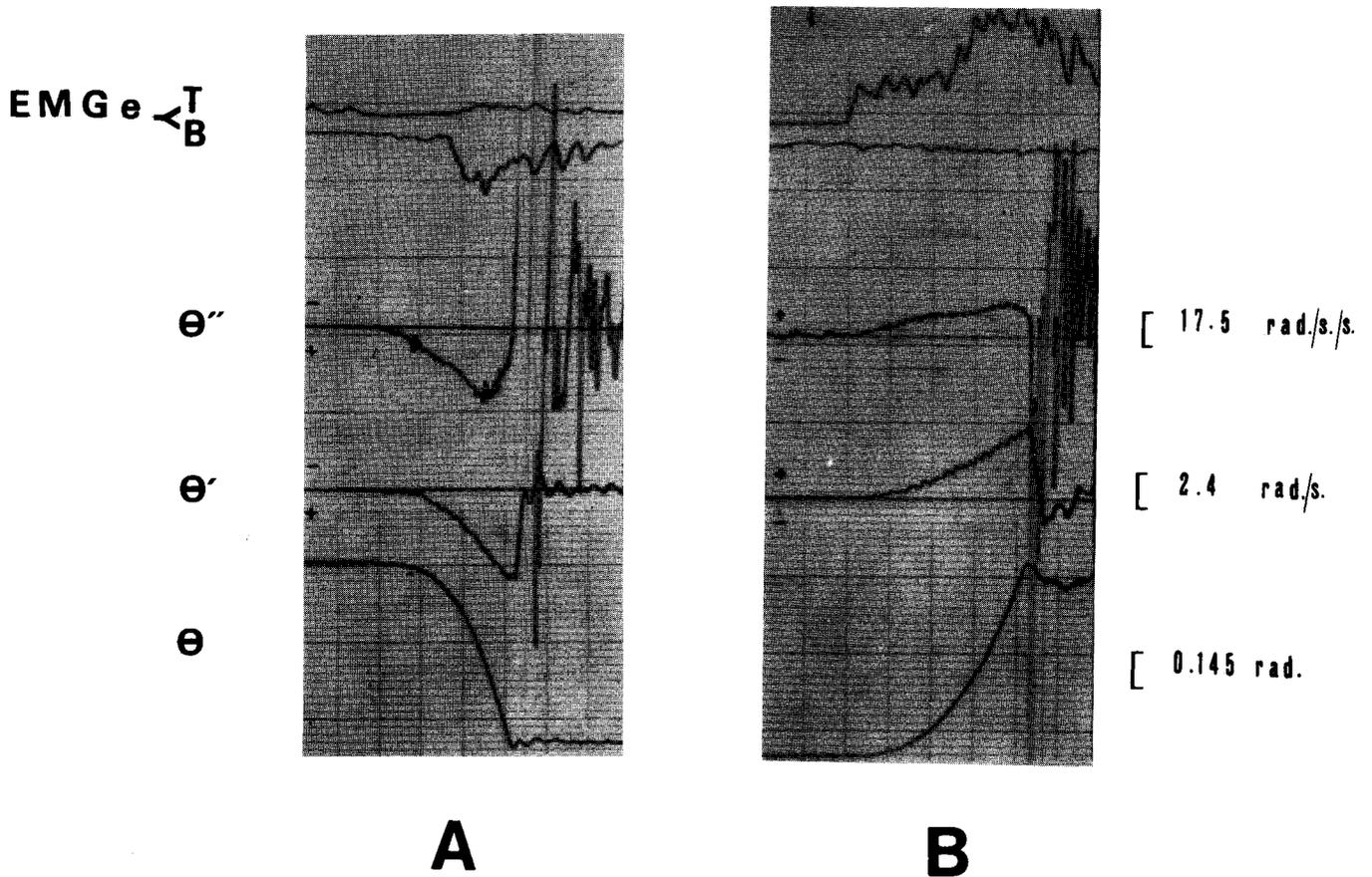
### 1 - Mouvement à arrêt par percussion (v. fig. 12)

#### a) accélération tangentielle ( $\Theta''$ )

Elle présente un tracé continu d'allure monophasique qui croît jusqu'à une valeur maximale, décroît brusquement et s'annule.

#### b) vitesse angulaire ( $\Theta'$ )

La courbe est monophasique. La vitesse croît jusqu'à une valeur maximale, contemporaine du zéro d'accélération, décroît de façon abrupte et s'annule.



- Fig. 12 -



Enregistrements de deux mouvements à arrêt par percussion.

- . En A - Flexion ( $I_0 - 66.03.28 - F.G.$ )
- . En B - Extension ( $I_3 - 66.03.28 - F.G.$ )

(pour la signification des symboles, se reporter à la page nomenclature).

c) déplacement angulaire ( $\Theta$ )

Le tracé présente l'allure d'une courbe en S tronqué dont la pente relativement faible en début de mouvement croît brusquement et s'inverse quand la vitesse maximum est atteinte. Il existe donc un point d'inflexion qui se situe en fin de mouvement.

2 - Mouvement à arrêt par visée (v. fig. 13)

a) accélération tangentielle ( $\Theta''$ )

L'allure du tracé est diphasique.

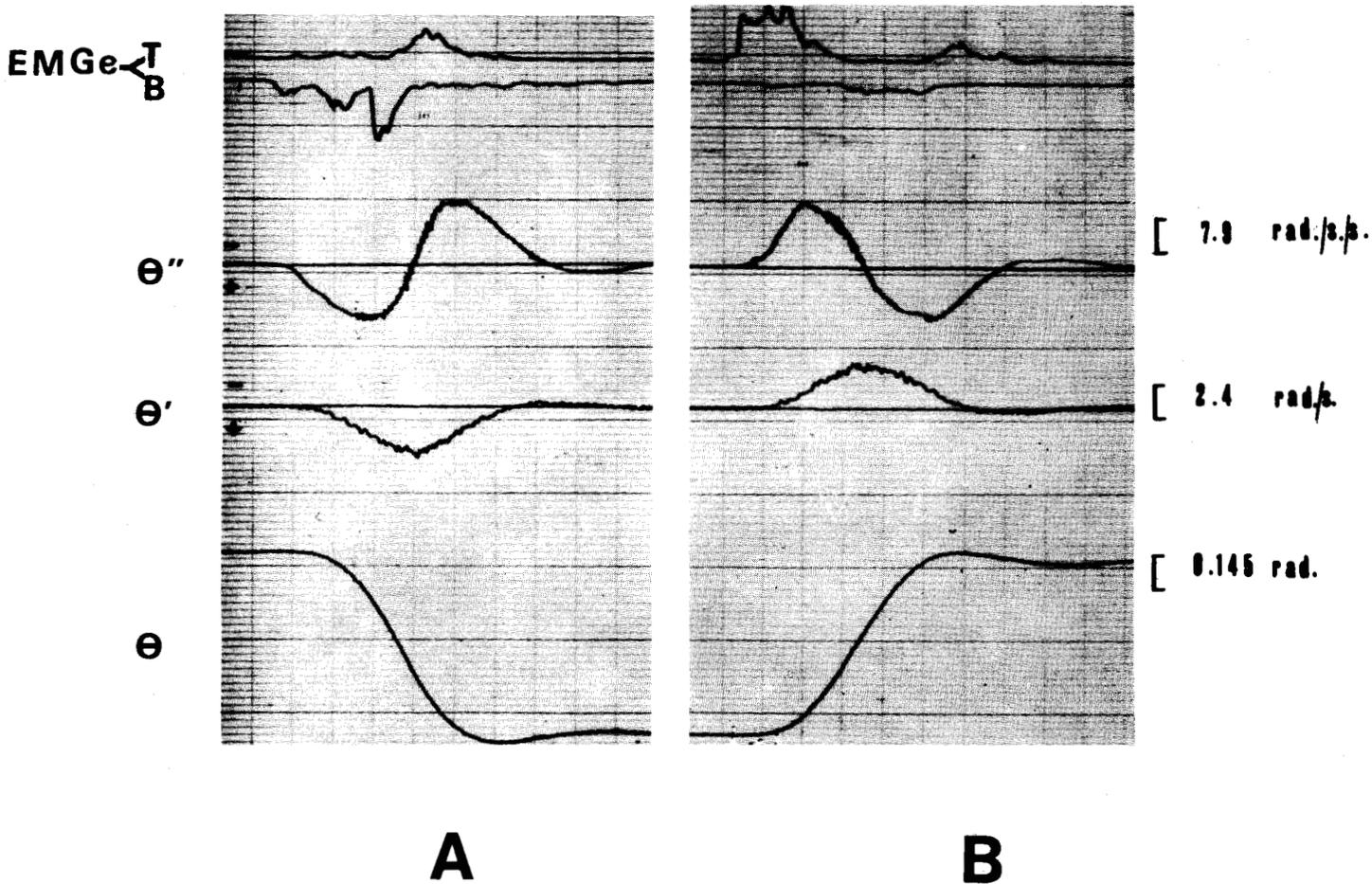
La première onde, correspondant à l'accélération du système mobile est suivie d'une onde de décélération où le mouvement est freiné. Chacune de ces ondes présente une phase de croissance et de décroissance.

b) vitesse angulaire ( $\Theta'$ )

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. La décroissance est ainsi beaucoup moins brusque que lors du mouvement de percussion.

c) déplacement angulaire ( $\Theta$ )

Quelle que soit la vitesse du mouvement, le tracé goniométrique est en forme d'S. Il présente un point d'inflexion qui, au lieu de se situer en fin de mouvement comme nous l'avons observé lors du mouvement de percussion, est contemporain du changement de signe du tracé accélérométrique, autrement dit du maximum de vitesse.



- Fig. 13 -

Enregistrements de deux mouvements à arrêt par visée.

- . En A - Flexion ( $I_3$  - 66.03.15 - F.B.)
- . En B - Extension ( $I_3$  - 66.03.15 - F.B.)

(Pour la signification des symboles se reporter à la page nomenclature).



### 3 - Intérêt du tracé accélérométrique

Sachant que l'accélération exprime, à chaque instant, l'effet de la résultante des forces appliquées au segment corporel, il a semblé intéressant d'étudier tout particulièrement le tracé accélérométrique : on pouvait en effet espérer relier les résultats obtenus à l'activité électromyographique des muscles concernés.

Outre les concordances, nécessairement prévisibles, dans le décours temporel des divers mécanogrammes, deux constatations essentielles ressortent de l'examen des tracés expérimentaux :

a) quelles que soient l'inertie et la direction du mouvement, le tracé accélérométrique est monophasique dans le cas de la percussion et diphasique dans le cas de la visée.

Cette particularité, sur la signification de laquelle nous reviendrons plus loin, exprime, au plan strictement graphique, que le tracé accélérométrique est, des trois mécanogrammes considérés, le plus nettement sensible aux modalités d'exécution du mouvement. Une représentation mathématique établie à partir de celui-ci semble donc, a priori, présenter de meilleures garanties de précision ;

b) l'allure du tracé accélérométrique varie selon la durée du mouvement, c'est-à-dire, en fonction de sa rapidité puisque l'amplitude en est sensiblement constante. C'est le cas, en particulier, de la valeur maximale instantanée de l'accélération et de la pente moyenne du tracé pour les phases de croissance et de décroissance des ondes d'accélération et éventuellement de freinage. Leur valeur est d'autant plus importante que la vitesse

du mouvement est plus élevée. Le fait que l'allure des courbes d'accélération semble ainsi évoluer de façon continue incite à se demander si l'ensemble de celles-ci n'appartient pas à une seule et même famille de courbes. Si tel est bien le cas, une représentation mathématique commune de ces courbes devrait pouvoir être mise en évidence : c'est, à tout le moins, une condition nécessaire.

▲

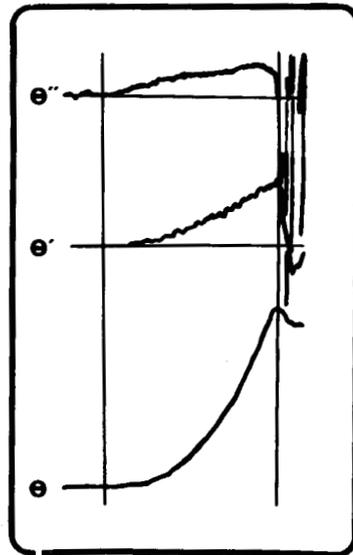
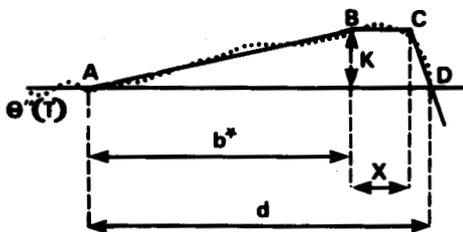
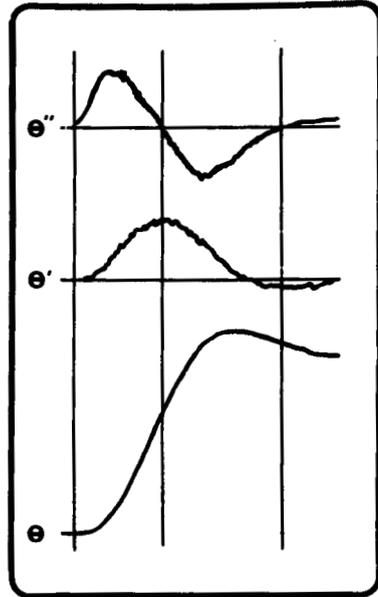
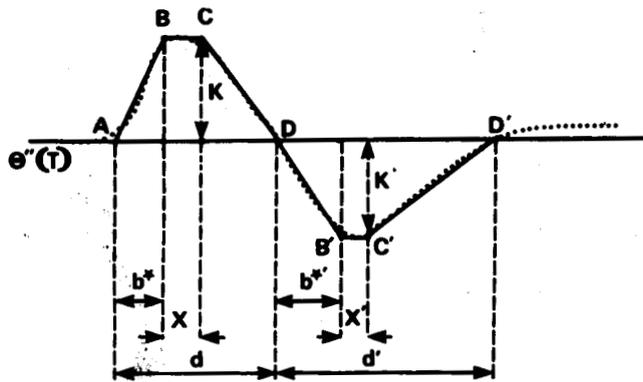
## II - REPRESENTATION MATHÉMATIQUE DU TRACE ACCELEROMETRIQUE

Etant donné l'intérêt que présente le tracé accélérométrique, il a semblé souhaitable d'en rechercher une représentation mathématique convenable et aussi simple que possible. L'allure des courbes expérimentales suggérait de tester leur identification à un (ou deux) trapèze(s), c'est-à-dire de les approximer par trois (ou six) droites successives.

Ainsi, on se propose de remplacer chaque onde du tracé accélérométrique par le trapèze dont la configuration se rapproche le plus possible du tracé expérimental : c'est donc par essais successifs qu'est déterminé le trapèze le plus proche du tracé accélérométrique considéré (v. fig. 14). La validité de chaque représentation trapézoïdale est testée en comparant les valeurs réelles de la vitesse et du déplacement à celles obtenues par l'intégration et la double intégration du trapèze considéré.

### 1 - Expression mathématique du modèle trapézoïdal

La forme du trapèze ABCD, passant par les points de coordonnées respectives (A, 0 ; B, K ; C, K ; D, 0) est déterminée par quatre paramètres  $b^*$ , X, K, d (v. fig. 14). Ils représentent respectivement pour  $b^* = (T_B - T_A)$ , le temps nécessaire pour atteindre le maximum d'accélération ; pour  $X = (T_C - T_B)$ , la durée du palier correspondant à l'accélération maximale ; pour K, la valeur du maximum d'accélération ; pour  $d = (T_D - T_A)$ , la durée totale de la phase d'accélération.



- Fig. 14 -

Représentation mathématique du tracé accélérométrique.

a) mouvement à arrêt par visée, b) mouvement à arrêt par percussion.

Les encadrés correspondent aux tracés expérimentaux de  $\theta''$ ,  $\theta'$  et  $\theta$  pour le mouvement à arrêt par visée et le mouvement de percussion dont les tracés accélérométriques  $\theta''(T)$  sont pris comme exemple.

(Pour la signification des symboles, se reporter à la page nomenclature).



On note donc que les durées des phases de croissance et de décroissance de l'onde d'accélération sont successivement égales à l'intervalle de temps  $(T_B - T_A)$  et  $(T_D - T_C)$ .

L'équation des trois droites AB, BC et CD, ainsi que celles de leurs deux intégrales successives, peuvent être exprimées en fonction des paramètres précédents.

L'équation des droites est obtenue en considérant, pour l'intervalle AB, par exemple, un point M de coordonnées  $(\Theta''$  et T) et en écrivant que la pente de la droite qui passe par M et A est la même que celle de la droite MB. En fait, on écrit que les points sont alignés.  $\Theta''$ ,  $\Theta'$ ,  $\Theta$  sont donc l'accélération, la vitesse et le déplacement angulaires au temps T ;  $\Theta'_A$ ,  $\Theta'_B$  et  $\Theta'_C$ , la vitesse  $\Theta'$  aux temps  $T_A$ ,  $T_B$  et  $T_C$  ;  $\Theta_A$ ,  $\Theta_B$ ,  $\Theta_C$ , le déplacement angulaire  $\Theta$  aux temps  $T_A$ ,  $T_B$  et  $T_C$ .

a) Intervalle AB

$$\Theta'' = K \frac{T - T_A}{T_B - T_A}$$

$$\Theta' = \Theta'_A + K \frac{(T - T_A)^2}{2(T_B - T_A)}$$

$$\Theta = \Theta_A + \Theta'_A (T - T_A) + K \frac{(T - T_A)^3}{6(T_B - T_A)}$$

b) Intervalle BC

$$\Theta'' = K$$

$$\Theta' = \Theta'_B + K(T - T_B)$$

$$\Theta = \Theta_B + \Theta'_B (T - T_B) + K \frac{(T - T_B)^2}{2}$$

c) Intervalle CD

$$\theta'' = K \frac{T - T_D}{T_C - T_D}$$

$$\theta' = \theta'_C + K \frac{(T - T_D)^2 - (T_C - T_D)^2}{2(T_C - T_D)}$$

$$\theta = \theta_C + \theta'_C(T - T_C) + K \frac{(T - T_D)^3 - (T_C - T_D)^3}{6(T_C - T_D)} - K \frac{(T_C - T_D)(T - T_C)}{2}$$

Il est à noter que, dans le cas du mouvement à arrêt par visée où le tracé accélérométrique est diphasique, les deux ondes sont représentées par deux trapèzes ( $b^*$ ,  $X$ ,  $K$ ,  $d$ ) et ( $b^{*'}$ ,  $X'$ ,  $K'$ ,  $d'$ ), où  $K'$  est affecté du signe opposé à  $K$

2 - Méthode numérique d'identification

L'identification des tracés accélérométriques à une forme trapézoïdale porte sur soixante douze enregistrements (exp.1 et 2) représentatifs du point de vue des conditions d'exécution (conditions extrêmes et moyennes de vitesse et quatre inerties), de la direction (flexion et extension), du type d'arrêt (visée et percussion) du mouvement, ainsi que des sujets examinés (trois sujets différents) et ne présentant pas évidemment d'artéfacts. Ces soixante douze tracés se répartissent de la manière suivante : quarante huit flexions et vingt quatre extensions. Quatre inerties ( $I_0, I_1, I_2, I_3$ ) ont été considérées pour les mouvements de flexion et deux inerties ( $I_0, I_3$ ) pour les mouvements d'extension. Pour un même sujet et une même inertie, on a retenu deux vitesses extrêmes - lente et rapide - et une vitesse moyenne. Au total, vingt quatre mouvements à arrêt par percussion et quarante huit mouvements à arrêt par visée sont sélectionnés.

Les tracés expérimentaux des différentes variables mécaniques ont été agrandis trois fois par un procédé optique et relevés sur papier millimétré. La valeur du rapport d'agrandissement est fixée avec précision grâce au lignage millimétrique inscrit sur l'enregistrement.

a) détermination des valeurs caractéristiques  
des courbes mécaniques

\* onde d'accélération : on mesure directement, sur le tracé expérimental, la valeur de l'accélération maximale (K) et la durée (d) de l'onde d'accélération. Les variables  $b^*$  (durée de la phase de croissance d'accélération) et X (durée du palier d'accélération) sont calculées à partir des équations définissant la forme du trapèze ABCD et de ses deux intégrales successives. A cet effet, on écrit les équations précédentes pour les points d'abscisse  $T = B$ ,  $T = C$  et  $T = D$ . Après simplification, on obtient les deux formules :

$$X = \frac{2V}{K} - d$$
$$b^* = \frac{-X^2 + (X + d) \left(2d - \frac{3\Theta d}{V}\right)}{2X - d}$$

où, V est la valeur de la vitesse maximum et  $\Theta d$  la valeur du déplacement angulaire correspondant à ce maximum de vitesse. Les variables V et  $\Theta d$  sont déterminées à partir des tracés expérimentaux de vitesse et de déplacement.

\* onde de décélération : elle ne concerne en fait que les mouvements à arrêt par visée. En plus des points caractéristiques de la phase d'accélération, on relève la valeur  $K'$  correspondant à la valeur maximale de la décélération et la durée  $d'$  de cette phase de décélération. Quant à  $b^{*'} et X'$ , les modalités de leur détermination sont identiques à celles de  $b^*$  et X. Les formules donnant  $b^{*'} et X'$  s'écrivent :

$$X' = \frac{2(\Theta'd' - V)}{K'} - (d' - d)$$

$$b^{*'} = \frac{-X'^2 + (X' + d') \left[ 2(d' - d) - 3 \frac{(\Theta'_{d'} - \Theta_d) - (d' - d)V}{\Theta'_{d'} - V} \right]}{2X' + (d' - d)}$$

où  $\Theta'_{d'}$  est la valeur de la vitesse au point  $D'$  et  $\Theta_d$ , la valeur du déplacement angulaire en ce même point  $D'$  qui sont déterminés à partir des tracés expérimentaux de la vitesse et du déplacement.

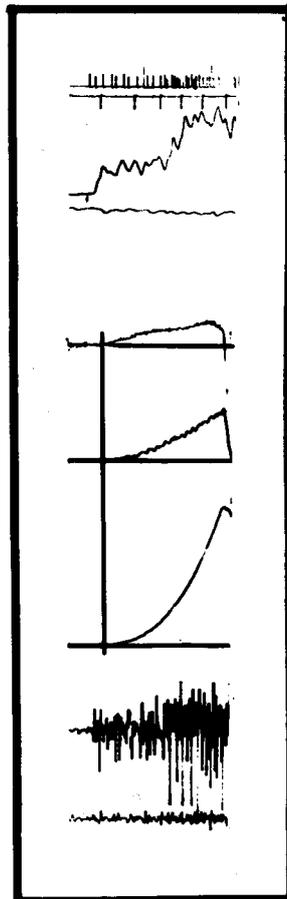
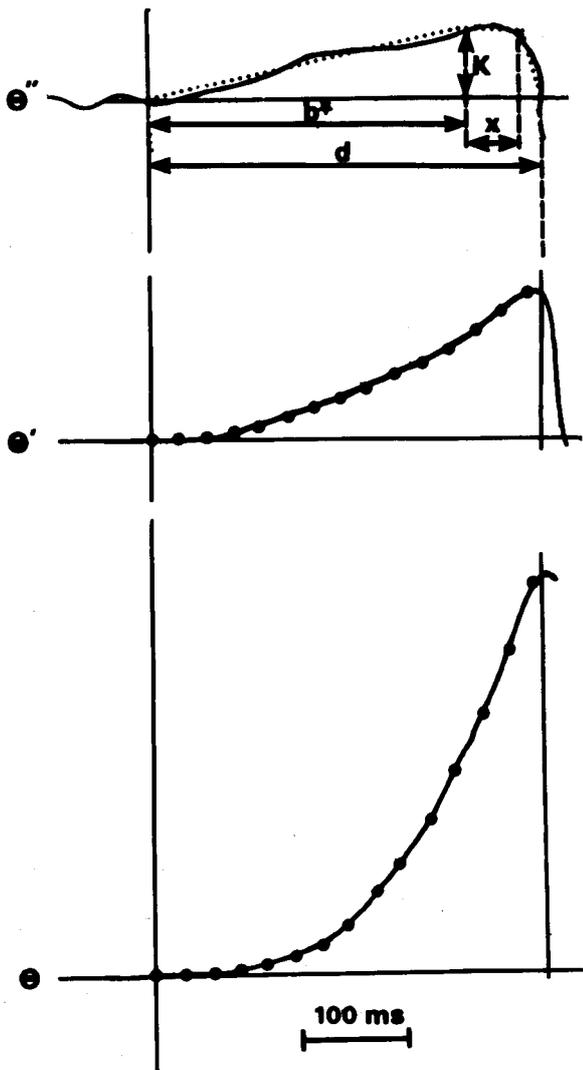
b) organigramme de calcul

On enregistre dans la mémoire d'une calculatrice IBM 1620, l'information qui se compose du programme en langage ALGOL (v. annexe I) et des données  $K$ ,  $d$ ,  $b^*$ ,  $X$ ,  $K'$ ,  $d'$ ,  $b^{*'}$ ,  $X'$ , préalablement perforées sur carte. Le pas d'intégration, c'est-à-dire l'intervalle entre deux intégrations, de cette méthode itérative est déterminé en fonction de la valeur la plus faible des trois données  $b^*$ ,  $X$  et  $d$ , de manière à convenir aux deux autres. <sup>1</sup>

Les résultats du calcul numérique donnant  $\Theta$ ,  $\Theta'$  et  $\Theta''$  sont fournis sous forme de tableaux (v. annexe II) : temps en centième de seconde, accélération en rad/s/s, déplacement en rad et vitesse en mm (afin d'avoir un contrôle direct sur papier millimétré). Le pas d'impression des résultats est identique au pas d'intégration.

c) contrôle de la validité de la représentation (v. fig. 15)

La vérification de la représentation testée nécessite, pour une même abscisse, la détermination de l'ordonnée correspondant à chacune des variables mécaniques. Nous avons pris, pour chaque onde du tracé accélérométrique, quinze abscisses auxquelles correspondent quinze ordonnées. Nous avons donc pour le mouvement de percussion, un schéma à quinze ordonnées et pour le mouvement



- Fig. 15 -

Contrôle de la validité de la représentation mathématique pour un mouvement à arrêt par percussion.

Les valeurs numériques correspondantes sont produites en annexe II.

L'encadré représente l'enregistrement de ce même mouvement de percussion (Extension : I<sub>3</sub> - 66.03.28 - G. F.).

(v. les explications dans le texte).



à arrêt par visée un schéma à trente ordonnées.

Etant donnée la précision des mesures sur l'axe des temps ( $5 \cdot 10^{-3}$  s), il convient de s'assurer du parfait alignement des spots des oscillographes de l'enregistreur. Or, il s'avère qu'il est pratiquement impossible d'avoir un réglage plus précis qu'à  $2 \cdot 10^{-2}$  s entre les différents spots. On est donc amené, par une méthode planimétrique, à corriger le décalage des abscisses.

Il est alors possible de vérifier point par point si les valeurs instantanées des variables mécaniques enregistrées correspondent à celles déduites par le calcul de la représentation mathématique étudiée.

### 3 - Adéquation de la représentation trapézoïdale

La représentation trapézoïdale est considérée comme adéquate lorsque le tracé goniométrique expérimental ( $\Theta$ ) et celui déduit de la représentation présentent un décalage,  $\xi$ , inférieur à 1 p.100 de l'excursion angulaire en fin de mouvement.

C'est le cas de soixante six des soixante douze tracés expérimentaux. Encore faut-il remarquer que pour les six tracés en question, l'inadéquation est toute relative puisque le décalage goniométrique,  $\xi$ , est compris entre 3 et 5 p.100. Ces cas d'inadéquation concernent des mouvements dits rapides de la série à arrêt par visée. Il est possible d'en fournir une explication d'ordre purement technique, liée au procédé de calcul.

Dans cette perspective, les erreurs se cumuleraient et atteindraient nécessairement leur niveau le plus élevé en fin de mouvement. Aussi, le fait qu'aucune inadéquation ne soit relevée pour les mouvements de percussion s'expliquerait par la forme monophasique des tracés accélérométriques : l'accumulation des

erreurs serait ainsi moindre pour le schéma à 15 ordonnées que pour celui à 30 ordonnées utilisé dans le cas des mouvements à arrêt par visée.

En conclusion, il semble donc que l'on puisse considérer que la représentation trapézoïdale du tracé accélérométrique soit adéquate quels que soient les conditions d'exécution (vitesse et inertie), la direction (flexion ou extension) et le type d'arrêt (visée ou percussion) du mouvement. En ce qui concerne le type d'arrêt, il se marque seulement ici par le nombre de trapèzes (deux ou un) permettant de représenter la courbe accélérométrique.

#### 4 - Conséquences de l'adéquation de la représentation trapézoïdale

L'adéquation de la représentation trapézoïdale entraîne diverses conséquences parmi lesquelles nous exposerons celles qui concernent directement la présente étude.

Pour autant que l'échantillonnage constitué par les tracés expérimentaux considérés soit bien représentatif de l'ensemble des courbes accélérométriques enregistrées, il est désormais possible de raisonner uniquement sur l'échantillon des trapèzes, représentation adéquate de la population des tracés expérimentaux.

En outre, l'intérêt de la représentation mathématique réside également dans le fait de réduire à une figure géométrique relativement simple une courbe expérimentale complexe. Dans la mesure où présentement les paramètres susceptibles de caractériser la forme du trapèze soient convenablement choisis, leurs inter-relations

éventuelles sont susceptibles d'apporter sur les propriétés du mouvement réel des indications précieuses. Il est clair qu'une telle opération requiert beaucoup de prudence, le risque étant réel de conférer une signification fonctionnelle à tel ou tel paramètre du modèle qui n'en comporte pas nécessairement une (c'est le cas, par exemple, de la durée  $X$  du plateau du trapèze).

Enfin, et d'une façon plus générale, l'existence d'une représentation mathématique permet de déterminer à chaque instant les valeurs des diverses variables mécaniques, en particulier de celles dont la mesure directe s'avèrerait malaisée.

III - CARACTERES REMARQUABLES DU TRACE  
ACCELEROMETRIQUE

1 - Détermination des paramètres de forme du trapèze

La surface d'un trapèze est égale au produit de la demi-somme des bases par la hauteur. Pour le trapèze ABCD, on a :

$$S = \frac{K}{2} (d + X)$$

En posant :

$$\frac{K}{b^*} = J^+ \quad \text{et} \quad \frac{K}{d - (b^* + X)} = J^-$$

qui ont les dimensions d'un jerk (dérivée d'une accélération)  
- et correspondant aux pentes des deux côtés du trapèze -, on peut écrire :

$$X = d - K \left( \frac{1}{J^+} + \frac{1}{J^-} \right)$$

d'où :

$$S = K \left[ d - \frac{K}{2} \left( \frac{1}{J^+} + \frac{1}{J^-} \right) \right]$$

Un résultat analogue pourrait évidemment être établi pour le trapèze DB'C'D', les grandeurs S, K, d, J<sup>+</sup> et J<sup>-</sup> étant respectivement remplacées dans la formule par S', K', d', J'<sup>+</sup> et J'<sup>-</sup> :

$$S' = K' \left[ d' - \frac{K'}{2} \left( \frac{1}{J'^+} + \frac{1}{J'^-} \right) \right]$$

Ainsi, le trapèze ABCD, de surface S, par exemple, est entièrement défini par quatre paramètres, d, K,  $J^+$  et  $J^-$  et le trapèze DB'C'D', de surface S', par quatre paramètres également, d', K',  $J'^+$ ,  $J'^-$  : pour déterminer la forme du mouvement primaire, il suffit donc de connaître huit paramètres dans le cas d'un arrêt par visée, et quatre seulement dans le cas d'un arrêt par percussion.

Si chacun des paramètres du trapèze varie de façon continue en fonction d'une même variable - ou, ce qui est équivalent, si chacun des paramètres varie continûment en fonction de l'un quelconque des autres -, on peut en déduire que le trapèze se déforme de façon continue en fonction de cette variable : étant donné qu'un trapèze est défini par quatre ou huit paramètres, quatre ou huit relations, au minimum, sont a priori nécessaires selon que le mouvement est à arrêt par percussion ou par visée.

La variable considérée est la surface S du trapèze représentant l'onde d'accélération. Celle-ci correspond à la vitesse maximum du mouvement et lui est même strictement égale ainsi qu'on peut le constater en se référant aux tableaux reportés en annexe III. La raison de ce choix tient en particulier à l'observation rapportée plus haut, selon laquelle l'allure du tracé accélérométrique semble varier continûment en fonction de la rapidité du mouvement, laquelle peut être appréciée par la vitesse maximum. D'autres arguments d'ordre physiologique, qui apparaîtront au chapitre III et IV, corroborent l'opportunité de ce choix.

2 - Inter-relations entre paramètres de forme et surface du trapèze

a) onde d'accélération

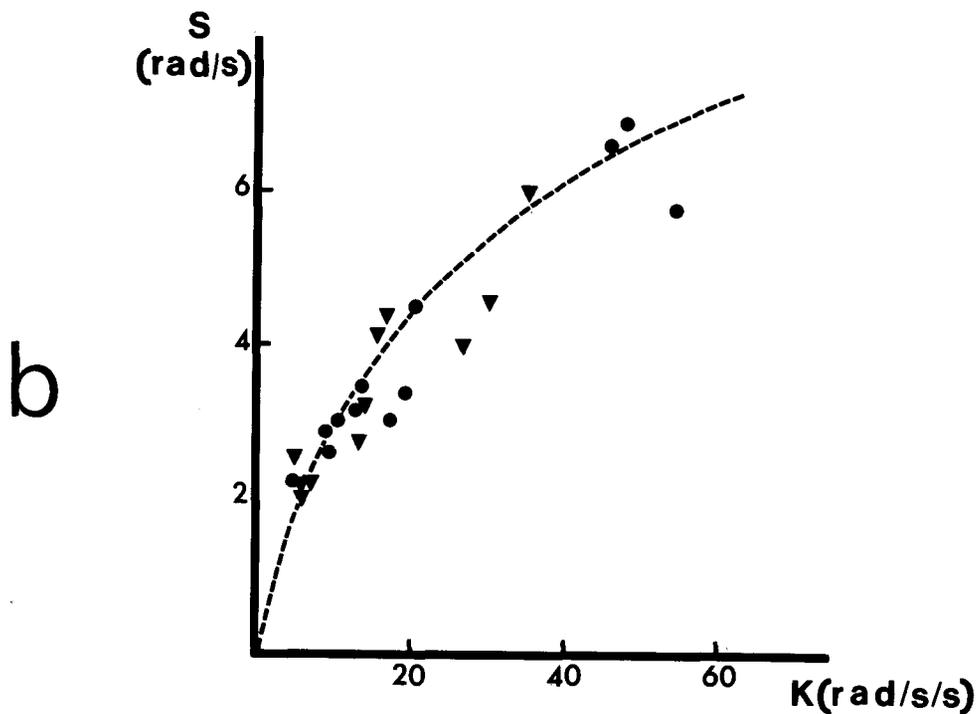
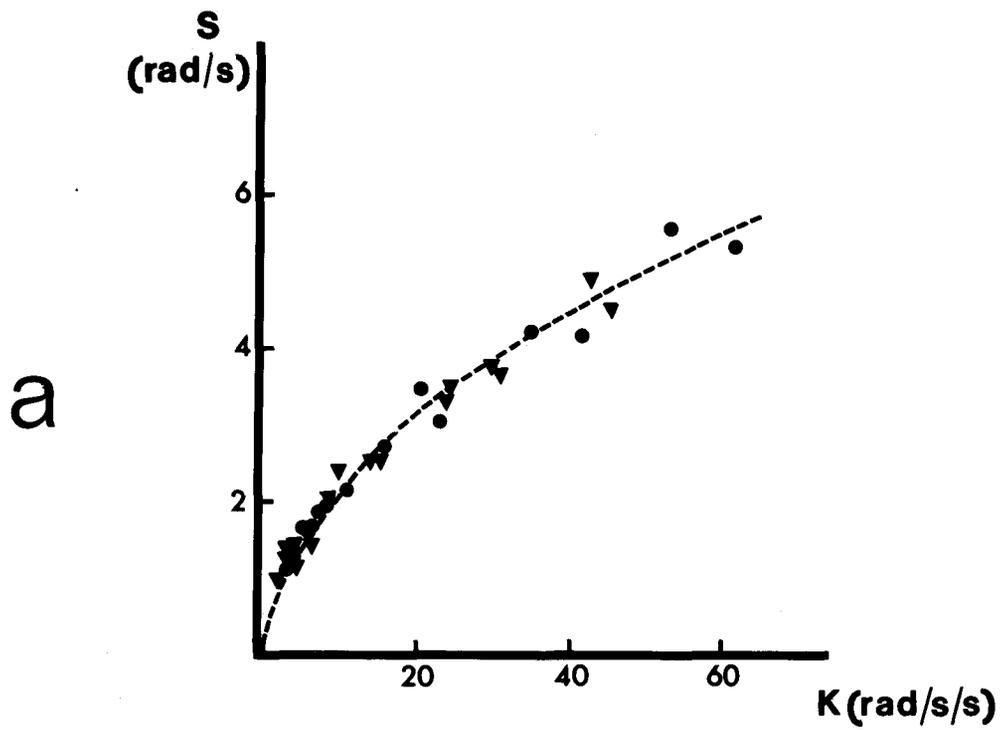
Parmi les dix relations possibles entre  $K$ ,  $J^+$ ,  $J^-$ ,  $d$  et  $S$ , nous en avons donc retenu quatre, celles dont la stabilité paraissait être la meilleure et dont la connaissance ultérieure présentait le plus d'intérêt.

\* relation  $S = f(K)$  :

ainsi qu'il apparaît sur la figure 16 (a), (b),  $S$  est d'autant plus élevé que  $K$  est plus élevé. Les différents points se répartissent autour de deux courbes d'allure exponentielle dont la courbure dépend du type d'arrêt. Dans chaque cas, la dispersion est faible bien que plus importante dans le cas du mouvement à arrêt par percussioin. La correspondance entre  $K$  et  $S$  ne dépend ni de la direction du mouvement - flexion ou extension - ni de l'inertie, ni du sujet examiné.

\* relation  $J^+ = f(K)$  et  $J^- = f(K)$  :

ainsi qu'il apparaît sur la figure 17,  $J^+$  et  $J^-$  sont d'autant plus grands que  $K$  - et donc  $S$  - est plus grand. Les points se répartissent autour d'une courbe d'allure exponentielle, avec une faible dispersion. La courbure ne semble pas nettement dépendre du type d'arrêt : c'est du moins ce qui ressort de la considération du jerk positif  $J^+$ , celle du jerk négatif pouvant être suspecte dans le cas des mouvements se terminant par une percussioin. Les résultats sont indépendants de la direction du mouvement et de l'inertie, ainsi que du sujet examiné.



- Fig. 16 -

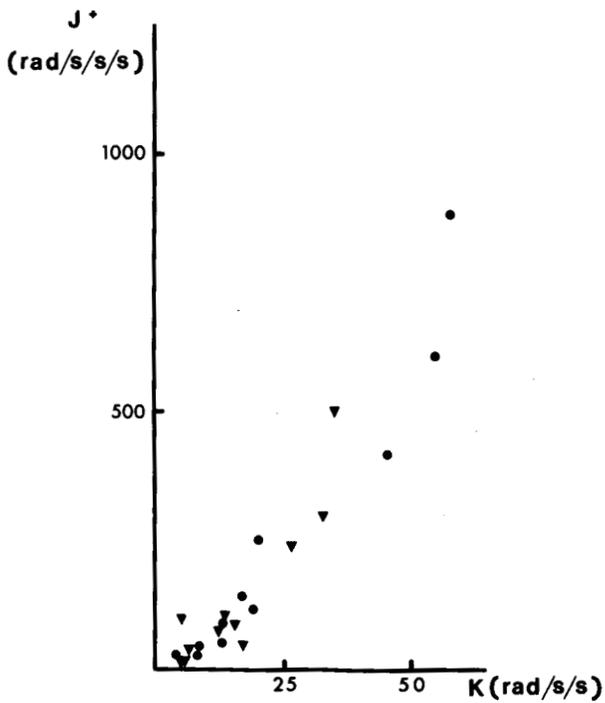
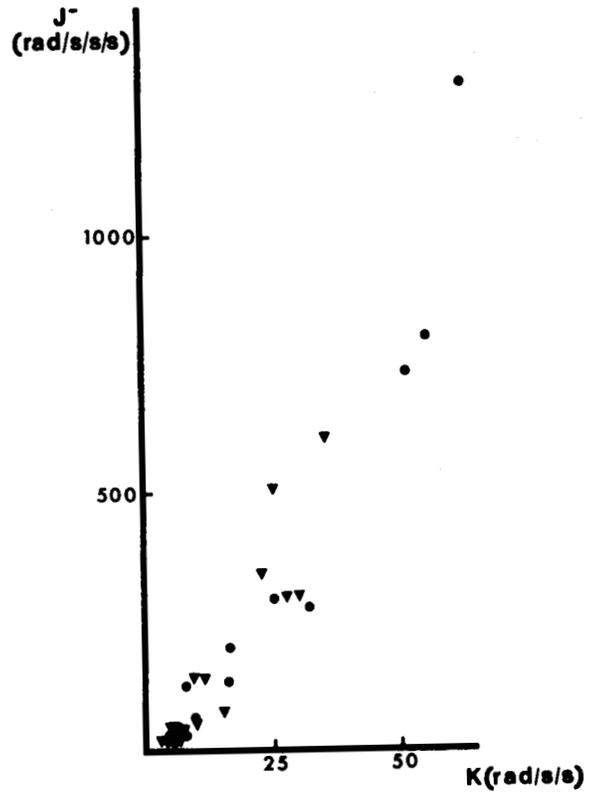
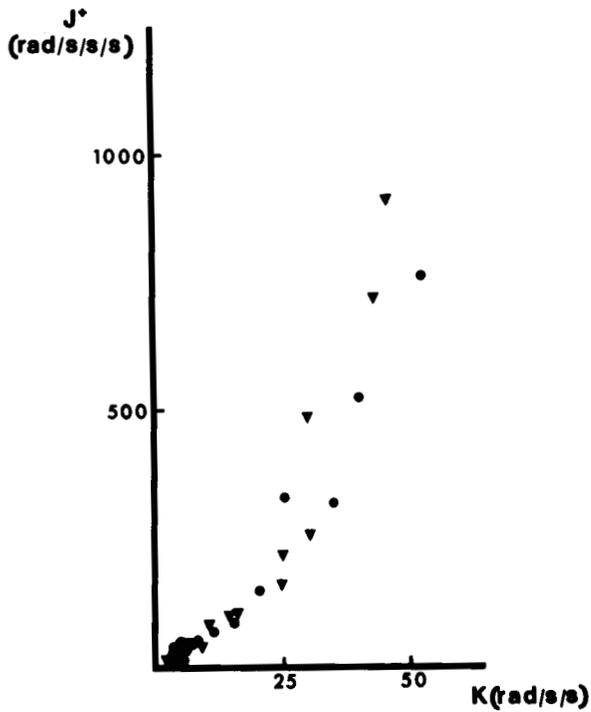


Relation entre la surface ( $S$ ) et la hauteur ( $K$ ) du trapèze pour la phase d'accélération.

a) Mouvement à arrêt par visée, b) mouvement à arrêt par percussion.

La relation est tracée pour les inerties  $I_0$  (●) et  $I_3$  (▼) et correspond aux mouvements de flexion et d'extension exécutés par trois sujets (graphique a) et deux sujets (graphique b).

En tiretés, les courbes obtenues par GOUBEL (1967).



- Fig. 17 -

Relation entre les jerks positifs ( $J^+$ ) et négatifs ( $J^-$ ) et l'accélération maximum du mouvement.

- en haut : mouvement à arrêt par visée
- en bas : mouvement à arrêt par percussion.

Mêmes conditions que pour la figure 16.

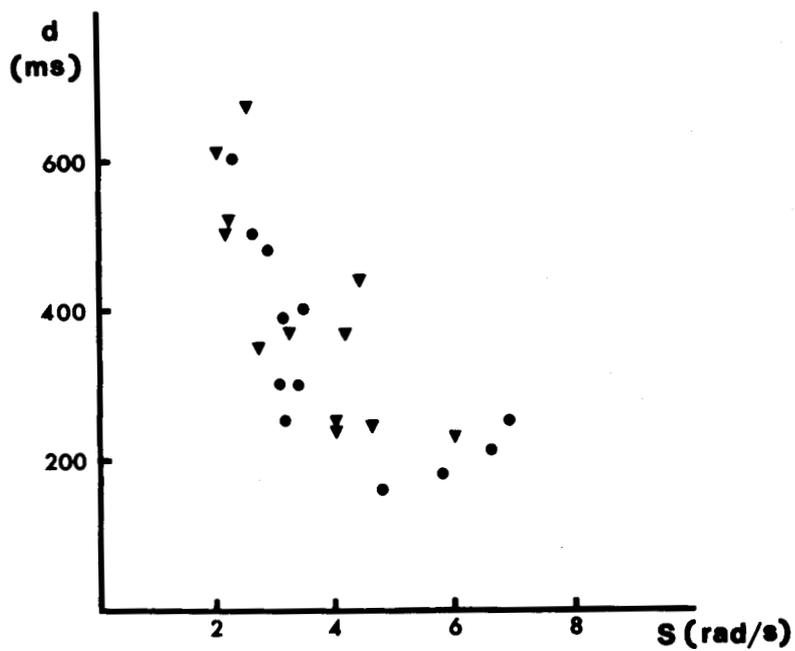
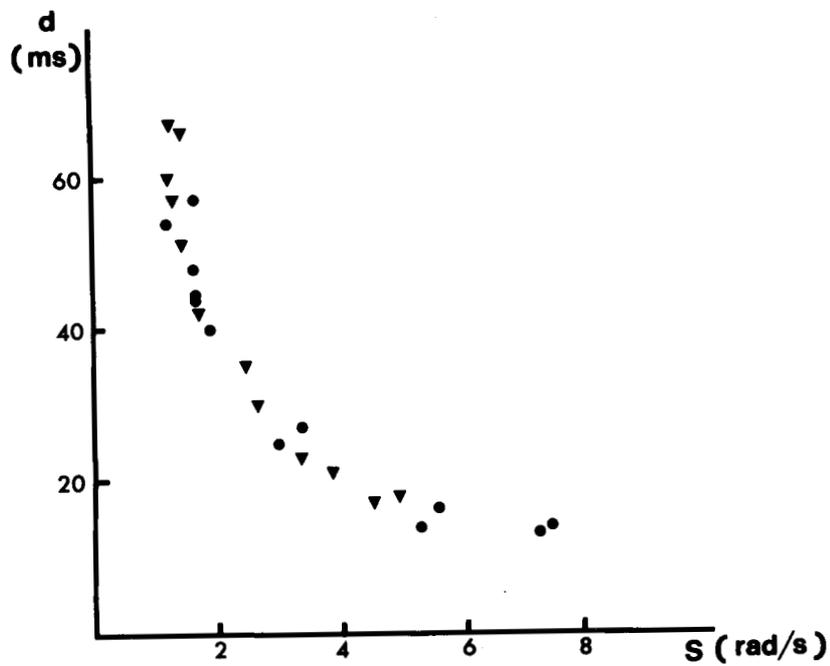
\* relation  $d = f(S)$  :

reportée sur la figure 18, cette relation présente les mêmes caractéristiques que les précédentes. Toutefois, si la courbure semble différente selon le type d'arrêt, il est difficile d'exprimer une opinion tranchée du fait de la dispersion nettement plus importante dans le cas de l'arrêt par percussion. En outre, la relation d'allure exponentielle est ici décroissante.

b) onde de décélération

L'étude de celle-ci ne concerne évidemment que les mouvements à arrêt par visée. Nous avons choisi, selon les mêmes critères que précédemment, quatre parmi les dix relations possibles entre  $K'$ ,  $J^{+}$ ,  $J^{-}$ ,  $d'$  et  $S$ . Le fait de considérer  $S$  de préférence à  $S'$  nous a semblé se justifier si l'on veut comparer ces relations aux précédentes qui sont obtenues en fonction de  $S$ .

Nous avons considéré les relations correspondant à celles examinées pour l'onde d'accélération, à savoir  $S = f(K')$ ,  $J^{+} = f(K')$ ,  $J^{-} = f(K')$  et  $d' = f(S)$  (v. fig. 19). Ces relations présentent les mêmes propriétés que précédemment. Il s'agit de courbes d'allure exponentielle qui ne dépendent ni de la direction du mouvement, ni de l'inertie, ni du sujet examiné. Fait particulièrement remarquable, leur courbure est identique à celle des relations correspondantes obtenues pour la phase d'accélération. Par contre, il semble que la dispersion soit toujours un peu plus importante et spécialement pour la relation  $d' = f(S)$ .



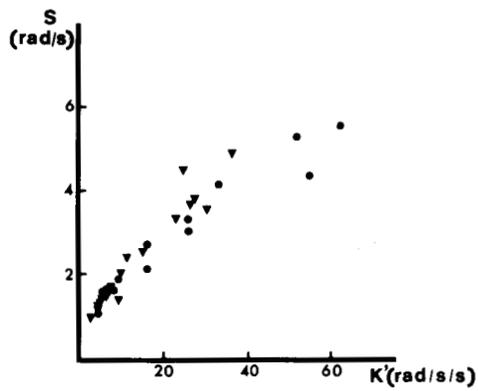
- Fig. 18 -

Relation entre la durée ( $d$ ) et la surface ( $S$ ) de la phase d'accélération :

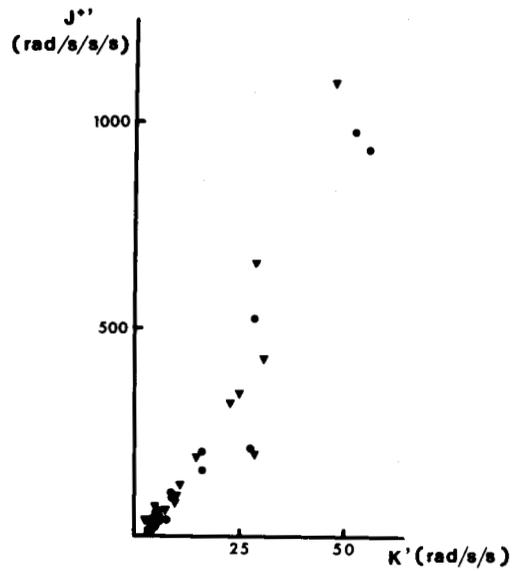
- en haut : mouvement à arrêt par visée
- en bas : mouvement à arrêt par percussion.

Mêmes conditions que pour la figure 16.

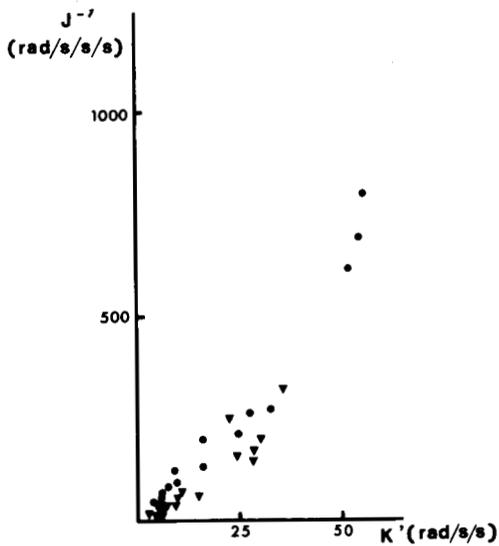




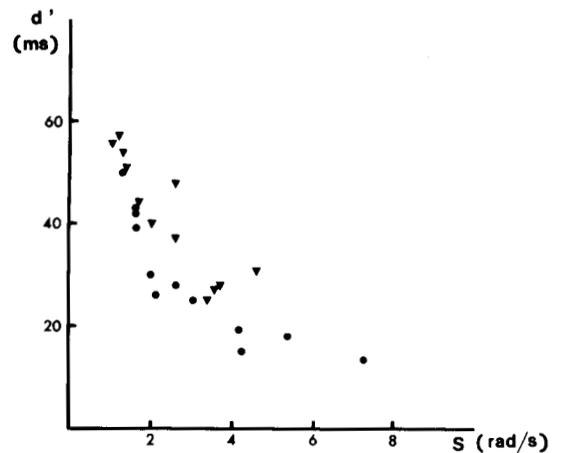
a



b



c



d

- Fig. 19 -



Inter-relations entre les paramètres de l'onde de décélération et la surface de l'onde d'accélération (S) :

- a) surface de l'onde d'accélération (S) en fonction de la hauteur  $K'$  de l'onde de décélération
- b) jerk positif ( $J^+$ ) en fonction de la hauteur  $K'$
- c) jerk négatif ( $J^-$ ) en fonction de la hauteur  $K'$
- d) durée de l'onde de décélération ( $d'$ ) en fonction de S

Ces relations ne concernent que le mouvement à arrêt par visée dont les conditions sont rapportées en légende de la figure 16.

En conclusion, les diverses relations considérées présentent le caractère commun et remarquable d'être, du moins dans le domaine de variation exploré, des fonctions continues, monotones - croissantes ou décroissantes et généralement peu dispersées. Elles ne dépendent ni de la direction du mouvement, ni de l'inertie, ni du sujet examiné, mais seulement du type de l'arrêt.

D'un point de vue strictement mathématique, ces propriétés de stabilité peuvent être considérées comme une preuve de la consistance des paramètres considérés et de la valeur de la représentation trapézoïdale. Ce dernier point trouve un argument supplémentaire dans le fait que la relation entre S et K est identique à celle obtenue sur les valeurs expérimentales correspondantes V et  $\int_t$  (v. fig. 16) par GOUBEL (1970) qui a d'ailleurs précisé que la relation est quadratique.

La relative dispersion de certaines des relations obtenues en particulier pour l'onde de décélération pouvait éventuellement être prévue, compte tenu des remarques faites plus haut (p. 53) concernant la très relative inadéquation de la représentation pour la fin des mouvements dits rapides de la série à arrêt par visée. Par contre, pour les mouvements à arrêt par percussion, la dispersion de la relation  $d = f(S)$  semblerait davantage s'expliquer par la difficulté technique de déterminer exactement l'instant de la percussion. Ces réserves ne paraissent pas devoir inciter à revenir sur la généralité des conclusions précédentes.

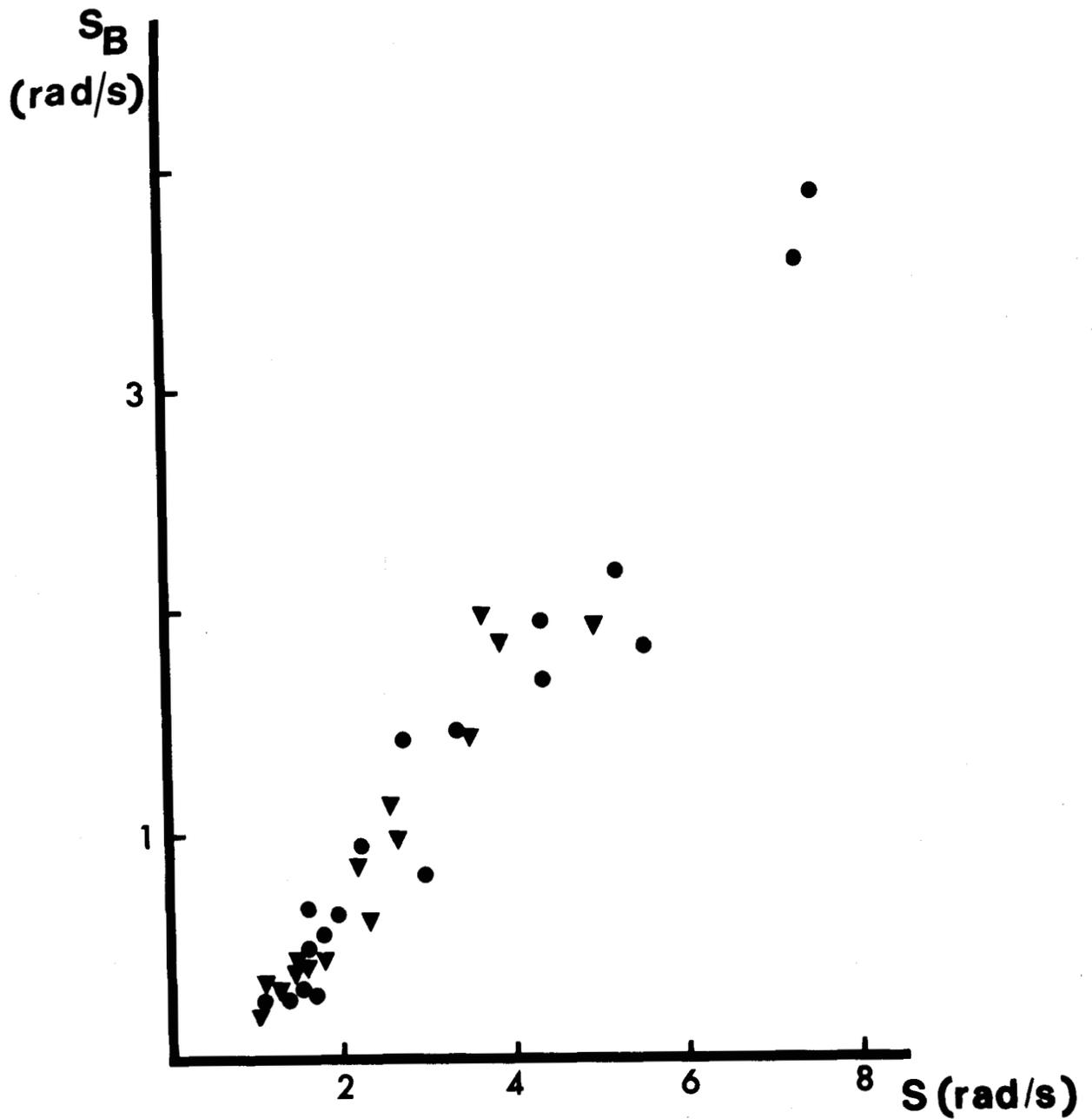
### 3 - Conséquences cinématiques des inter-relations

Du point de vue de l'étude cinématique du mouvement, trois conséquences importantes doivent être dégagées.

En premier lieu, l'existence des diverses relations considérées implique que les paramètres du (ou des) trapèze(s) évoluent de façon continue quand la surface varie de façon continue : en d'autres termes, la courbe d'accélération se déforme continûment en fonction d'une seule variable : la vitesse maximum, cette propriété s'exprime en particulier dans la relation entre la vitesse et l'accélération tangentielle maxima du mouvement.

En deuxième lieu, l'interdépendance entre la surface  $S$  et les divers paramètres qui caractérisent la forme du (ou des) trapèzes implique que pour un mouvement quelconque, se donner par exemple la valeur de la vitesse maximum, revient à se donner la forme exacte de toute la courbe d'accélération correspondant au mouvement primaire. Il apparaît même, d'après la relation reproduite sur la figure 20 que prendre seulement la surface  $S_B$  correspondant à la vitesse ( $\Theta'_B$ ) du mouvement au temps  $t_B$ , c'est-à-dire approximativement la vitesse à l'instant de l'accélération maximum, suffit à déterminer toute la courbe d'accélération. En outre, il résulte de sondages effectués sur un sujet que la connaissance de la valeur maximum de la vitesse semble impliquer celle de l'accélération maximale de la première onde du mouvement secondaire (v. fig. 21). Ainsi, tout semble se passer comme si le décours de l'accélération était entièrement prédéterminé.

En troisième lieu, il importe de souligner que les propriétés décrites se rencontrent indépendamment non seulement de la direction du mouvement et du sujet examiné, mais encore de l'inertie. Seul est manifeste l'effet du type d'arrêt du

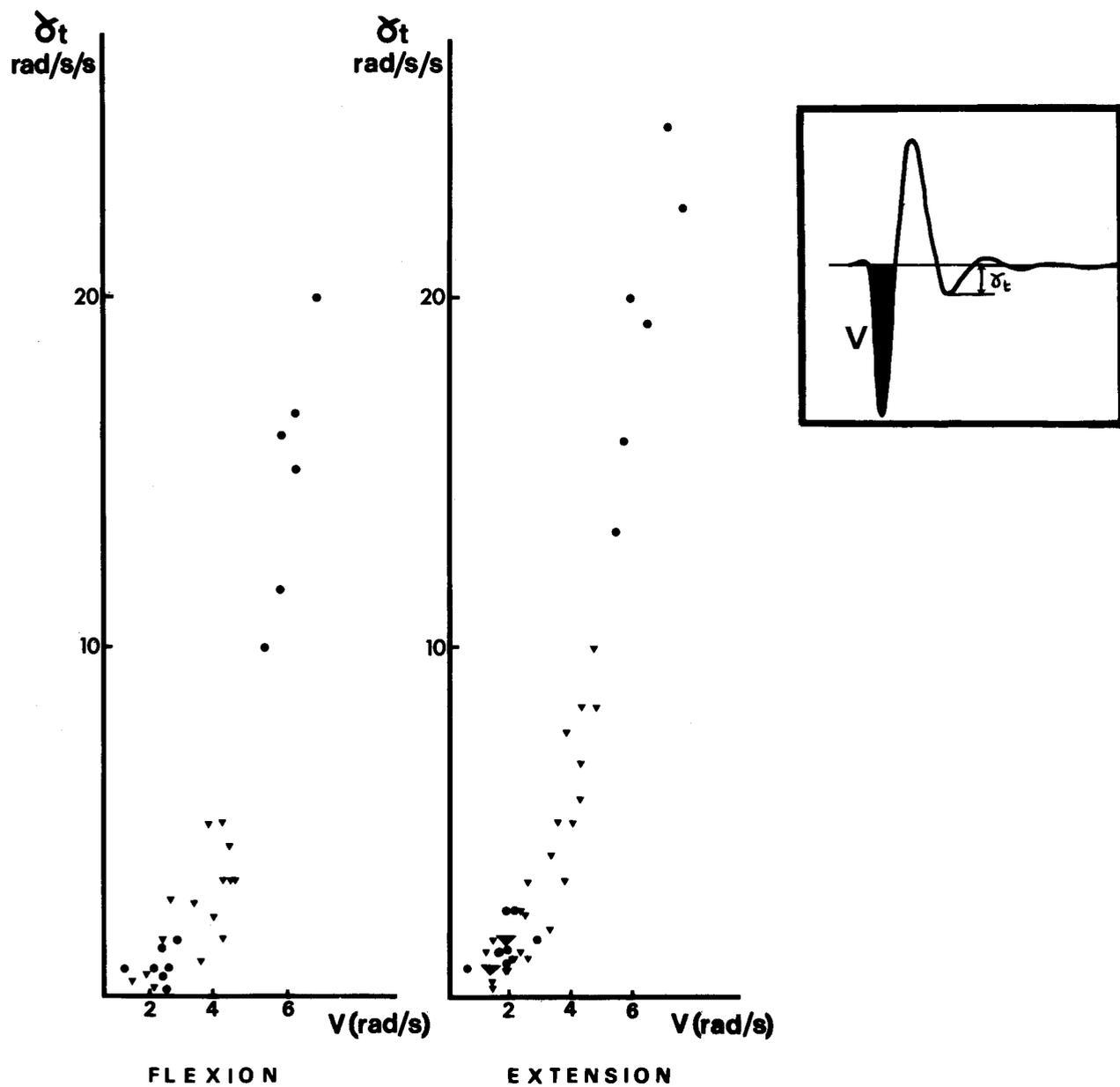


- Fig.20 -



Relation entre la surface de la phase de croissance ( $S_B$ ) et la surface totale ( $S$ ) de l'onde d'accélération.

Cette relation ne concerne que le mouvement à arrêt par visée dont les conditions sont rapportées en légende de la figure 16.



- Fig.21 -



Relation entre l'accélération maximale ( $\delta_t$ ) de la première onde du mouvement secondaire et la valeur maximale de la vitesse du mouvement primaire.

Ce graphique est établi à partir des valeurs expérimentales relevées sur un sujet et pour deux inerties  $I_0$  (●) et  $I_3$  (▼).

La signification des symboles est visualisée à droite du graphique.

mouvement - percussion ou visée -. Encore celui-ci se marque-t-il essentiellement de deux manières. La plus apparente consiste dans le fait que le tracé accélérométrique comporte une ou deux ondes, et donc un ou deux trapèzes, selon le cas. Par ailleurs, les relations entre la vitesse maximum et les divers paramètres caractérisant le trapèze de l'onde d'accélération présentent une courbure différente selon le type d'arrêt. Ainsi, la forme de la courbe d'accélération et sa variation en fonction de la vitesse maximum sont-elles différentes. Même si l'adéquation de la représentation trapézoïdale est valable dans les deux cas, il semble dès lors difficile d'admettre qu'il s'agit d'une seule et même famille de courbes. Au moins d'un point de vue biomécanique, il paraît plus opportun de poser que, pour une amplitude donnée, à chaque type d'arrêt correspond une famille de courbes accélérométriques.

Les conclusions concernant les trois points précédents pourraient évidemment être exprimées en termes de vitesse ou de déplacement puisqu'aussi bien leur décours temporel n'est pas indépendant de celui du tracé d'accélération. Elles se rapportent en définitive à la forme du mouvement.

- CHAPITRE III -

ETUDE DE LA COORDINATION AGONISTES-ANTAGONISTES

L'activité de certains des muscles, agonistes ou antagonistes, dont la mise en jeu sous-tend l'exécution des mouvements considérés, est appréciée d'après l'électromyogramme de surface. Nous tenterons de déterminer dans quelle mesure cette activité électromyographique dépend des conditions d'exécution (vitesse et inertie) et du type d'arrêt (visée ou percussion) du mouvement, l'effet de sa direction étant à peu près évident. On se demandera, en particulier, si l'inertie présente une influence marquée, contrairement à ce qui concerne la forme des tracés cinématiques.

L'étude concerne la coordination biceps-triceps, - le biceps étant considéré comme principal agoniste dans la flexion - et la coordination biceps-brachioradialis. Après un examen descriptif des EMG, on explorera diverses possibilités de quantification des plans de coopération musculaire dans le but de préciser s'ils présentent une évolution continue en fonction de certaines variables du mouvement. On essaiera ensuite d'apprécier la consistance des résultats obtenus et la généralité qu'il est possible de leur reconnaître.

Rappelons enfin les conditions expérimentales particulièrement stabilisées auxquelles nous sommes enclins à lier la possibilité de mener une telle entreprise. Elles concernent la position du membre déplacé et la fixité de l'articulation du coude qui résulte de la stabilité de la posture du sujet, l'entraînement et la motivation des sujets. Une localisation assez standardisée des électrodes sur les muscles a également été recherchée.

## A - RESULTATS

Nous examinerons tout d'abord l'aspect qualitatif des résultats, c'est-à-dire, d'une part, les plans d'action ou "patterns" de chacun des muscles considérés (biceps, brachioradialis et triceps) et, d'autre part, les plans de coopération entre ces divers muscles, ou - si l'on préfère - les modalités de leur activité réciproque. On exposera ensuite certains résultats permettant une évaluation quantitative des coordinations biceps-triceps et biceps-brachioradialis. Ceux-ci se limitent aux mouvements à arrêt par visée.

### I - EXAMEN DES TRACES ELECTROMYOGRAPHIQUES

L'examen des tracés électromyographiques concerne d'une part la coordination biceps-triceps et d'autre part la coordination biceps-brachioradialis.

Il s'agit dans le premier cas de mouvements de flexion et d'extension à arrêt par percussion et par visée (exp. 1, 2 et 3). Cinq sujets et quatre inerties ont été considérés. Pour un même sujet et une même inertie, nous avons évidemment envisagé toutes les conditions de vitesse. Les termes d'agoniste (et donc d'antagoniste)

s'appliquent au biceps ou au triceps, selon qu'il s'agit de la flexion ou de l'extension. Du fait de la similitude des résultats, flexions et extensions sont examinées simultanément.

Dans le deuxième cas, il s'agit d'une expérimentation (exp.4) limitée aux mouvements de flexion à arrêt par visée, exécutés contre six inerties par quatre sujets.

### 1 - Caractères généraux des patterns musculaires du biceps et du triceps

Les activités électriques globales des muscles agoniste et antagoniste se présentent sous forme d'une série de variations de potentiels. L'amplitude et la fréquence de ces oscillations varient selon l'inertie à vaincre et la rapidité du mouvement de telle sorte que l'activité globale augmente en fonction de ces deux facteurs.

L'activité électrique de l'agoniste précède toujours d'un dixième de seconde environ le début de l'activité mécanique déterminé sur le tracé accélérométrique. Apprécié d'après les tracés-enveloppes (EMG e), le décours temporel de l'EMG semble présenter une croissance relativement continue, du moins pendant la phase de montée de l'accélération ; la décroissance de l'EMG e, en rapport avec la constante de temps utilisée, est sans signification physiologique, du moins pour les mouvements rapides ou moyennement rapides.

La durée de l'activité de l'agoniste dépend du type d'arrêt, de la vitesse et de l'inertie. Pour les mouvements à arrêt

par visée, elle correspond sensiblement au temps nécessaire pour atteindre le maximum d'accélération. Pour les vitesses moyennes et rapides, cette activité, de type très phasique, peut cesser juste avant que le maximum d'accélération soit atteint, ou bien se prolonger mais à un niveau nettement plus faible. Par contre, pour les mouvements lents, on constate une activité continue et soutenue de l'agoniste, laissant présager une contraction tétanique du muscle pendant toute la durée du mouvement. Pour les mouvements à arrêt par percussion, l'activité électromyographique croît jusqu'à l'instant de la percussion.

L'activité phasique de l'antagoniste succède à celle de l'agoniste. Elle concerne la phase de freinage et donc les mouvements à arrêt par visée. Son début et sa durée dépendent eux aussi étroitement des conditions d'exécution du mouvement, vitesse et inertie.

Enfin, on remarque que les mouvements secondaires des mouvements à arrêt par visée sont généralement liés à une bouffée d'activité de l'agoniste, parfois suivie d'une autre, plus discrète, de l'antagoniste.

## 2 - Catégorisation des plans de coopération musculaire biceps-triceps

La catégorisation des plans de coopération musculaire est établie en tenant uniquement compte de l'activité du biceps et du triceps brachii survenant au cours du mouvement primaire. Encore s'agit-il des caractères les plus évidents, ce qui rend peu

sensible l'effet éventuel du niveau d'amplification des EMG sur les résultats. Plus précisément, on s'est intéressé à l'existence éventuelle d'une période d'inactivité commune au biceps et au triceps. A ce caractère temporel du plan de coopération sont associées diverses particularités spécialement nettes des patterns de chacun des muscles.

Les résultats concernant la flexion et l'extension seront, une fois encore, rapportés simultanément. On devra, par contre, distinguer les mouvements à arrêt par visée de ceux à arrêt par percussion.

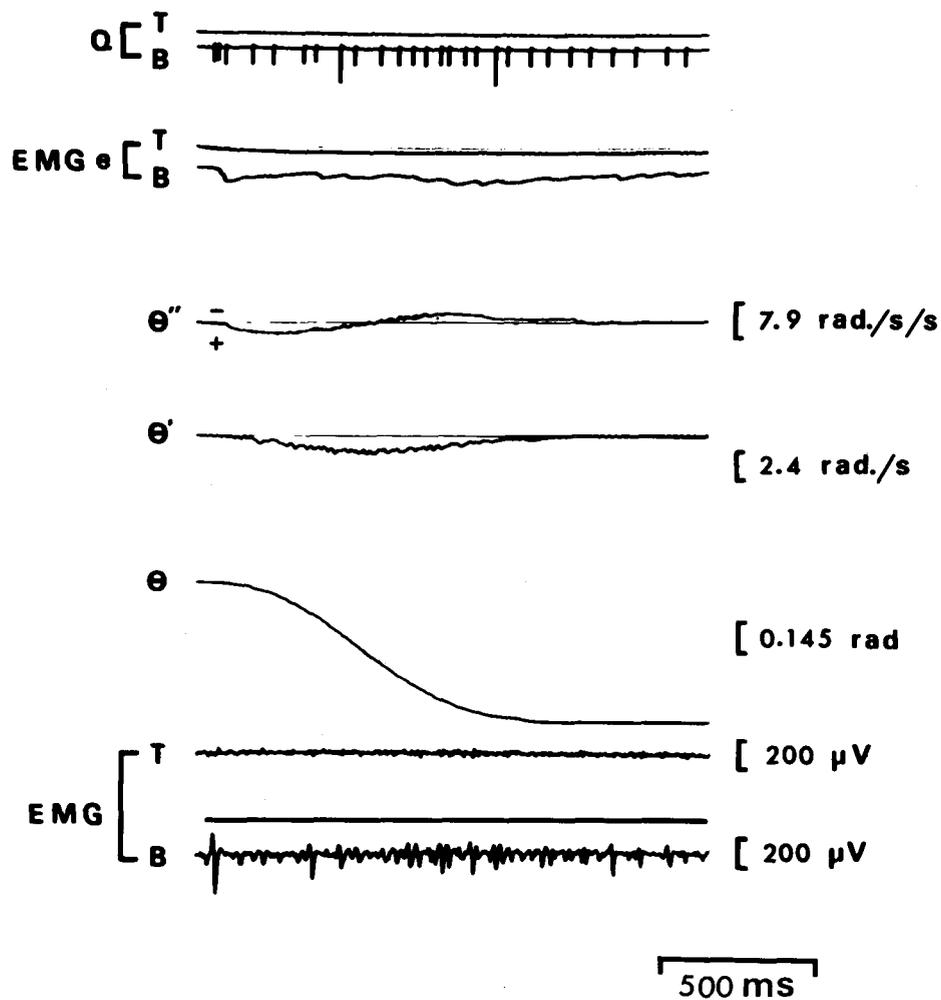
a) mouvement à arrêt par visée

Trois types de plan de coopération musculaire distincts peuvent être décrits (LESTIENNE, 1967 ; LESTIENNE et BOUISSET, 1968 et 1970).

\* type L : il se caractérise par une activité continue de l'agoniste (v. fig. 22) et concerne les mouvements lents.

Cette activité, qui précède le début du mouvement, dure jusqu'à la fin de celui-ci. Elle persiste même généralement par la suite, ne disparaissant que lorsque le mouvement inverse va débiter. Il faut noter que le niveau de cette activité, bien que faible, est très supérieur au bruit de fond avec lequel il importe de ne pas la confondre ; ce niveau d'activité ressort, du moins partiellement, à la fixation du membre en flexion et en extension.

A l'activité continue de l'agoniste peut être éventuellement associée, quand l'accélération s'inverse, soit une activité faible et peu soutenue de l'antagoniste, soit un silence de ce dernier.



- Fig. 22 -

Enregistrement d'un mouvement à arrêt par visée (type L)

L'activité musculaire du biceps est surlignée afin d'en faciliter la visualisation. Dans cette figure, ainsi que dans les figures 23 et 24, l'épaisseur du trait donne une idée très approximative de l'intensité de la contraction.

(Flexion - I<sub>0</sub> - 66.03.28 - F.G.)

(Pour la signification des symboles, se reporter à la nomenclature).



\* type S : il se caractérise par une activité phasique successive de l'agoniste et de l'antagoniste (v. fig. 23) et définit les mouvements exécutés à la vitesse spontanément adoptée par le sujet.

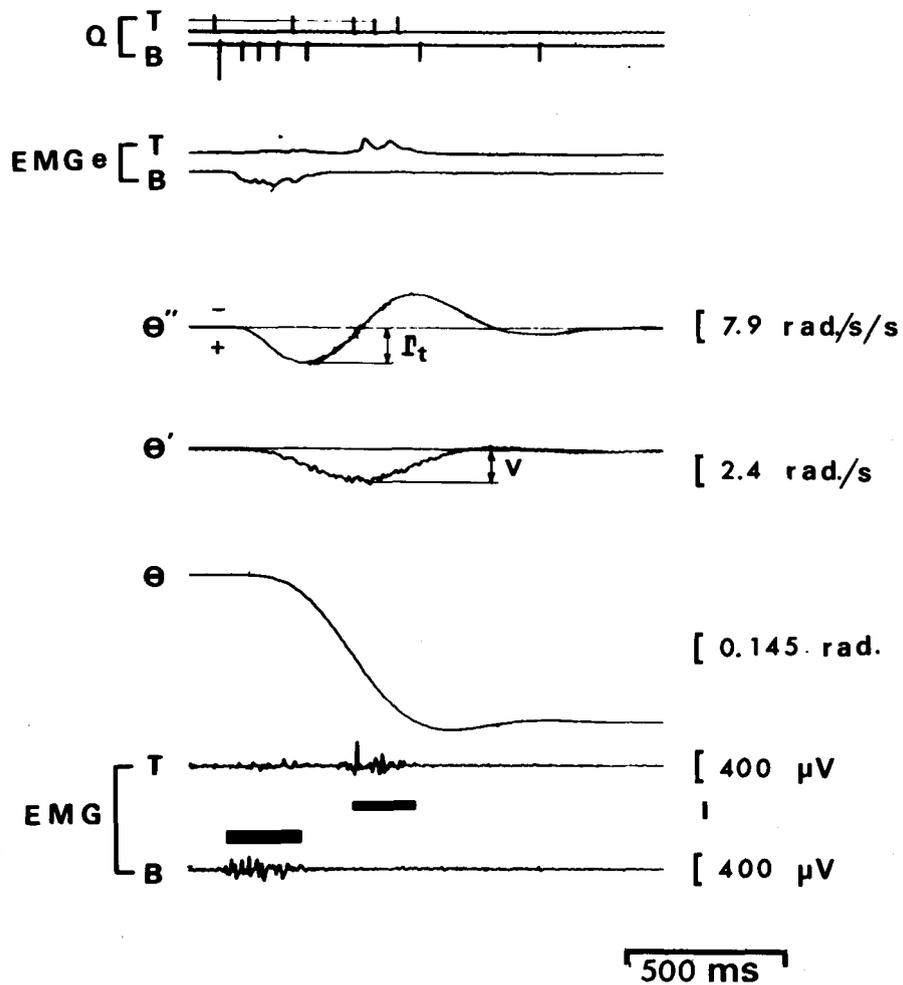
A l'activité de l'agoniste succède celle de l'antagoniste, après un délai d'autant plus bref, semble-t-il, que la vitesse est plus grande. Le type S comporte donc un silence électrique commun (S.E.C.), c'est-à-dire un intervalle de temps pendant lequel n'apparaît aucune activité électromyographique sur les muscles biceps et triceps.

\* type R : il se caractérise par le recouvrement partiel des activités phasiques de l'agoniste et de l'antagoniste (v. fig. 24) : il n'y a pas de silence électrique commun. C'est le cas des mouvements rapides.

Ces trois types de plan de coopération musculaire se présentent successivement lorsque la vitesse maximum du mouvement augmente et correspondent à des niveaux d'activité croissants. Ils s'observent quelles que soient l'inertie et la direction du mouvement - flexion ou extension -. Les résultats sont valables pour les cinq sujets examinés et, à chaque examen, pour chacun d'entre eux. Nous avons représenté ces trois types d'activité musculaire de façon schématique sur la partie inférieure de la figure 27.

#### b) mouvement à arrêt par percussion

Un seul type d'activité électromyographique a pu être mis en évidence (v. fig. 25). Il se caractérise par une activité phasique de l'agoniste, dans la flexion, comme dans l'extension.



- Fig.23 -

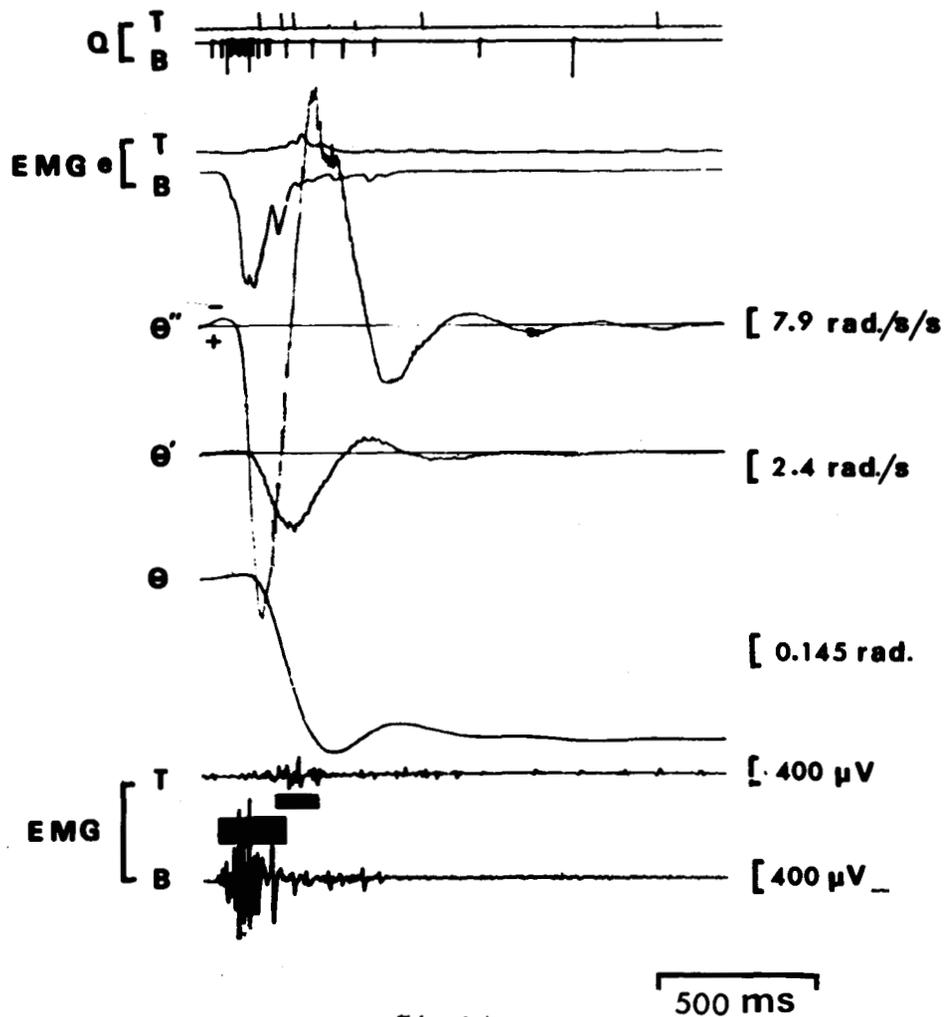
Enregistrement d'un mouvement à arrêt par visée (type S)

Les activités musculaires du biceps et du triceps sont sur- et soulignées afin d'en faciliter la visualisation.

(Flexion - I<sub>3</sub> - 66.03.15 - F.B.)

(Pour la signification des symboles, se reporter à la nomenclature).





- Fig.24 -

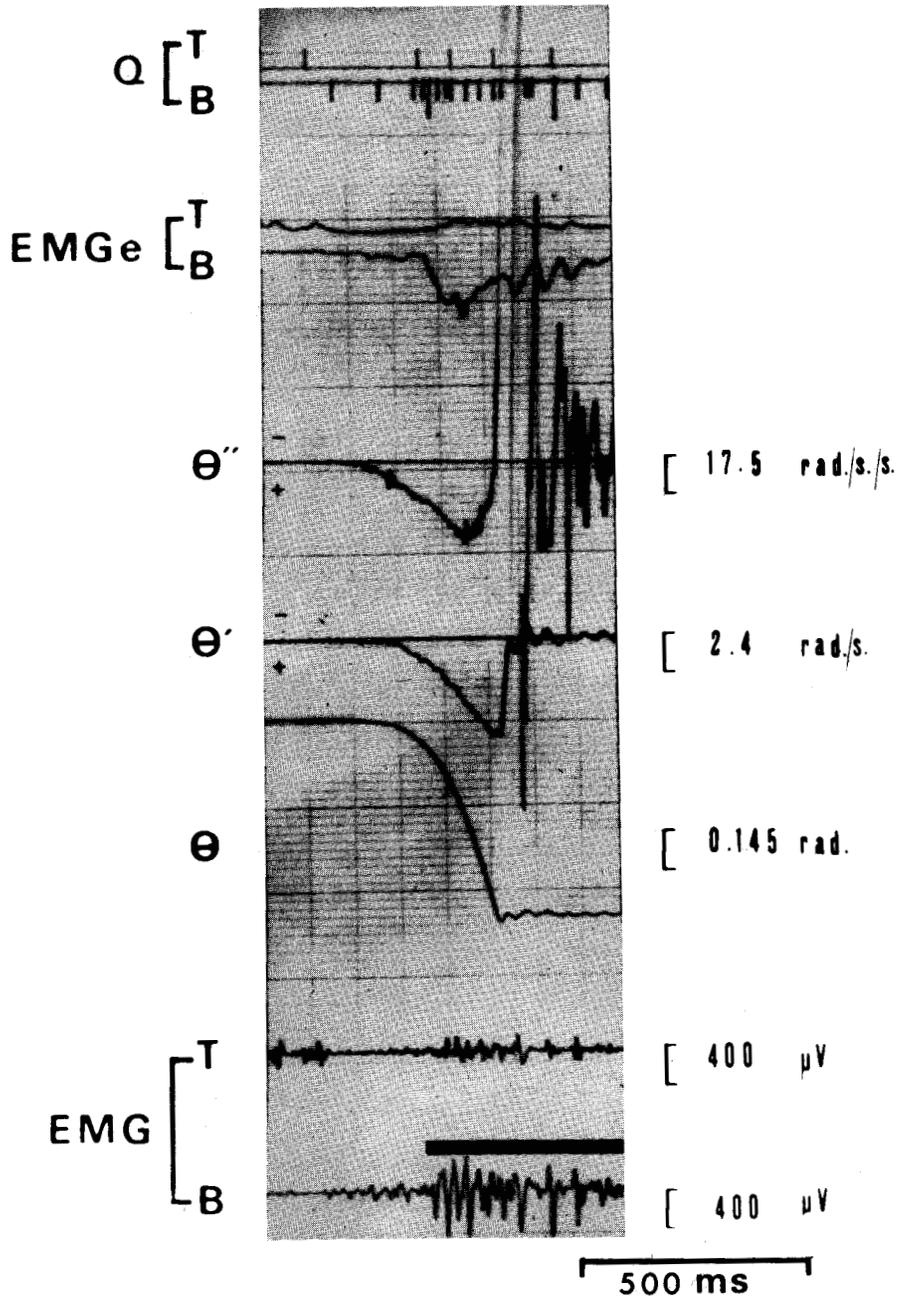
Enregistrement d'un mouvement à arrêt par visée (type R)

Les activités musculaires du biceps et du triceps sont sur- et soulignées afin d'en faciliter la visualisation.

(Flexion - I<sub>0</sub> - 66.03.15 - F.B.)

(Pour la signification des symboles, se reporter à la nomenclature).





- Fig.25 -

Enregistrement d'un mouvement à arrêt par percussion.

Les activités musculaires du biceps sont surlignées afin d'en faciliter la visualisation.



(Flexion - I<sub>0</sub> - 66.03.28 - F.G.)

(Pour la signification des symboles, se reporter à la nomenclature).

On peut noter également une activité simultanée et faible, mais non négligeable, de l'antagoniste quand le mouvement est rapide. Celle-ci ne semble pas synchrone des potentiels d'action de l'agoniste et paraît plus marquée vers la fin du mouvement.

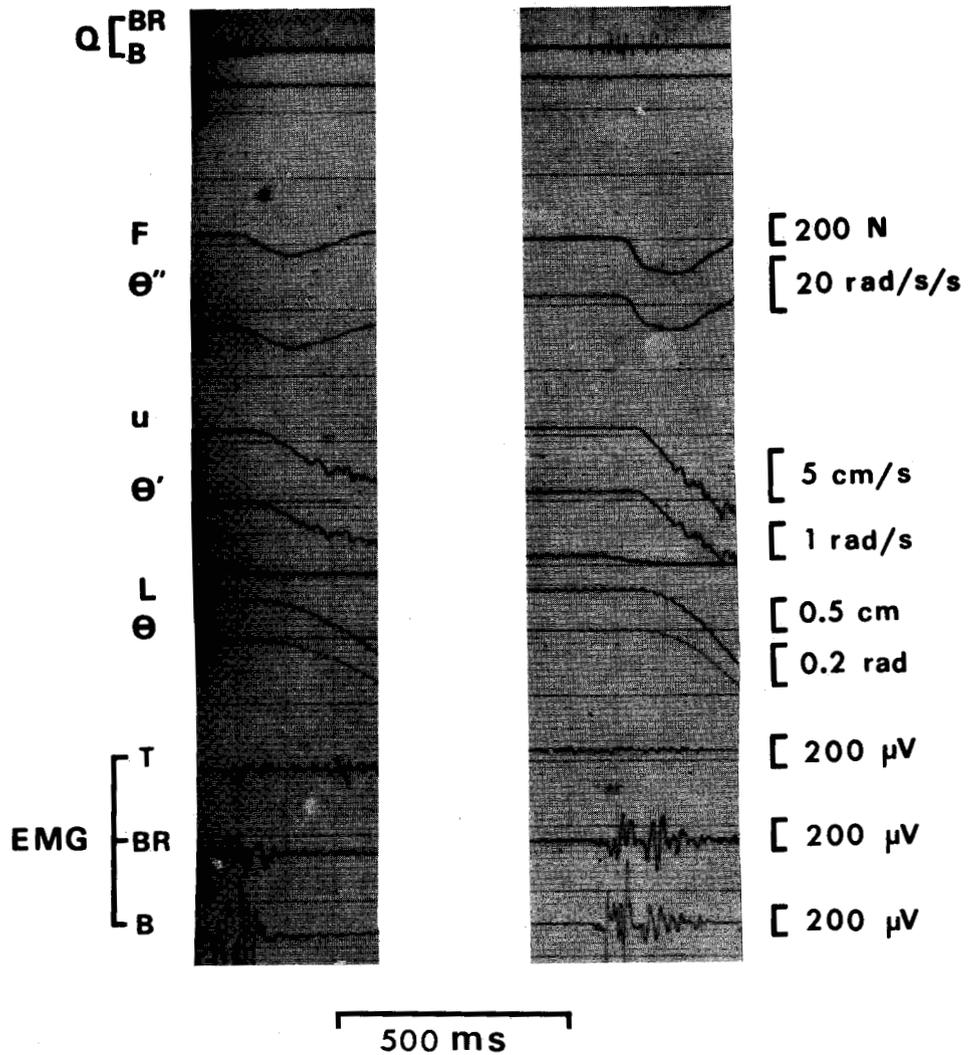
### 3 - Activité électromyographique du brachioradialis

L'activité myoélectrique du brachioradialis en tant qu'agoniste, présente approximativement les mêmes caractères que celle du biceps par rapport à laquelle on l'apprécie.

Elle augmente avec la rapidité du mouvement et l'inertie à vaincre. Par contre, cette augmentation est relativement plus importante que celle du biceps lorsque la vitesse croît.

Si la mise en jeu du brachioradialis est parfois contemporaine de celle du biceps, elle présente le plus souvent, un retard par rapport au biceps, qui est toujours inférieur à 20 ms. Par contre, la fin de l'EMG du brachioradialis est, à quelques exceptions près, contemporaine de celle du biceps. Il en résulte donc que les patterns temporels du biceps et du brachio-radialis semblent assez étroitement liés (v. *fig.26*).

Enfin, des variations interindividuelles ont été notées. A l'appui de cette observation, il convient d'invoquer les résultats obtenus au cours d'épreuves de maintien de charges. Nous avons en effet constaté que, pour une charge donnée, l'importance relative de l'EMG du brachioradialis et du biceps peut dépendre du sujet examiné. Il en est de même au cours du mouvement.



- Fig. 26 -

Enregistrements de mouvements de flexion à arrêt par visée effectués à deux vitesses différentes.

On peut remarquer les modalités relatives de l'activité du biceps et du brachio-radialis pendant la phase d'accélération du mouvement. (Flexion - I<sub>4</sub> - 69.24.01 - G. H.).

(Pour la signification des symboles, se reporter à la nomenclature).

BUS  
LILLE

## II - ETUDE QUANTITATIVE DES PLANS DE COOPERATION MUSCULAIRES

L'étude qui suit concerne successivement la coordination biceps-triceps et la coordination biceps-brachioradialis. On a tenté dans le premier cas d'assigner des valeurs chiffrées aux limites des différentes catégories de plans de coopération musculaire. Dans le deuxième, ce sont les quantités d'électricité débitées par le biceps et le brachioradialis que nous comparons. On se limitera ici à l'examen des mouvements à arrêt par visée.

### 1 - Quantification des limites des types de plans de coopération biceps-triceps

On a vu que, quelle que soit l'inertie, les types de plan de coopération musculaire, L, S et R, se présentent successivement lorsque la vitesse maximum du mouvement augmente. Par ailleurs, on peut associer à chaque mouvement, les valeurs maximales  $V$  de la vitesse et,  $\int t$ , de l'accélération. Ces valeurs, d'ailleurs liées entre elles (v. fig. 16), sont mesurables sur les enregistrements de  $\Theta'$  et  $\Theta''$ , comme le rappelle la fig. 23. A chaque type de plan de coopération correspondra, pour un sujet et une inertie donnés, une certaine zone de variation des variables  $V$  et  $\int t$ . Il est donc envisageable de tenter d'assigner des limites chiffrées à chacun des trois types L, S et R.

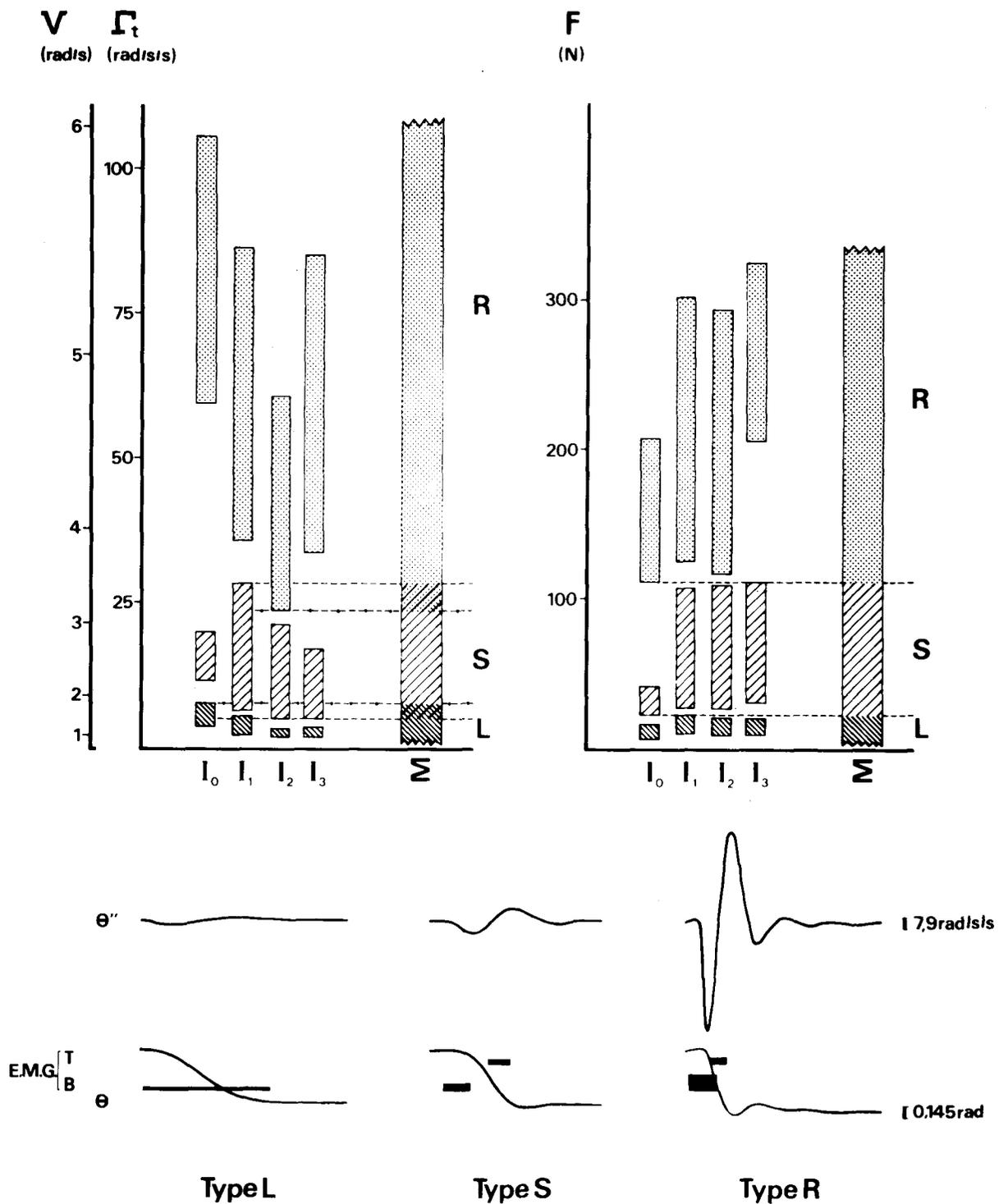
Plus précisément, ce sont les limites du type S qui sont considérées. La question est de savoir si ces limites sont indépendantes de l'inertie. Pour qu'il en soit ainsi, il faut et il suffit que les limites supérieures du type L et inférieures du types S d'une part, et les limites supérieures du type S

et inférieures du type R, d'autre part, ne se recouvrent pas.

Comme, il apparaît sur la partie gauche de la figure 27, ces limites ne se correspondent pas pour les diverses inerties considérées. Le résultat est identique qu'il s'agisse de la flexion ou de l'extension. En d'autres termes, la survenue de l'un quelconque des plans de coopération musculaire décrits, dépend, non seulement, de la valeur de la vitesse ou de l'accélération, mais encore de l'inertie.

Or, nous avons vu, (v. p. 32), que, dans l'expression mathématique de la force agoniste, rapportée au biceps,  $F$ , interviennent à la fois l'accélération et l'inertie. Indépendamment de toute considération sur l'intérêt que présente ici une référence à la force mise en jeu par les muscles agonistes, on pouvait donc supposer que celle-ci était une variable permettant de catégoriser les plans de coopération musculaires. Cette supposition est certainement valable aussi bien pour la flexion que pour l'extension. Toutefois, le calcul de la force n'a été réalisé que dans le cas de la flexion, du fait des difficultés non négligeables que présente la schématisation de l'action du triceps.

La valeur maximale  $F$  de la force a été soit mesurée directement sur l'enregistrement lorsque l'utilisation du calculateur analogique a permis de l'effectuer (exp. 3), soit calculée à la main (exp. 1 et 2). L'ensemble des résultats est reporté sur le tableau IV où nous avons fait figurer, outre les constantes biomécaniques  $I$ ,  $a$  et  $b$ , des sujets examinés, les valeurs de  $I \ddot{t}$  et de  $F$ , correspondant aux limites des types L, S et R.



- Fig.27 -

Quantification des limites des plans de coopération musculaire.

A chaque type de plan de coopération musculaire (schématisé en bas) est associée une zone de variation pour V et  $\dot{\Gamma}_t$  (en haut, à gauche) et F (en haut, à droite), représentée pour les quatre inerties considérées. Les graphiques concernent le mouvement de flexion et regroupent l'ensemble des données obtenues sur un sujet. (B.F)

En tiretées, les limites inférieure et supérieure du type S, et en pointillés, les limites supérieures du type L et inférieures du type R. Ces limites sont projetées sur la colonne  $\Sigma$  afin de pouvoir visualiser facilement les recouvrements éventuels. Les parties inférieure et supérieure de ces colonnes sont représentées par une ligne brisée pour marquer qu'elles n'indiquent pas nécessairement les limites inférieure du type L et supérieure du type R.

On constate que les limites du type S se conservent alors, pour un sujet donné, indépendamment de l'inertie : à chacune des limites du type S correspond une valeur, et une seule, de la force agoniste.

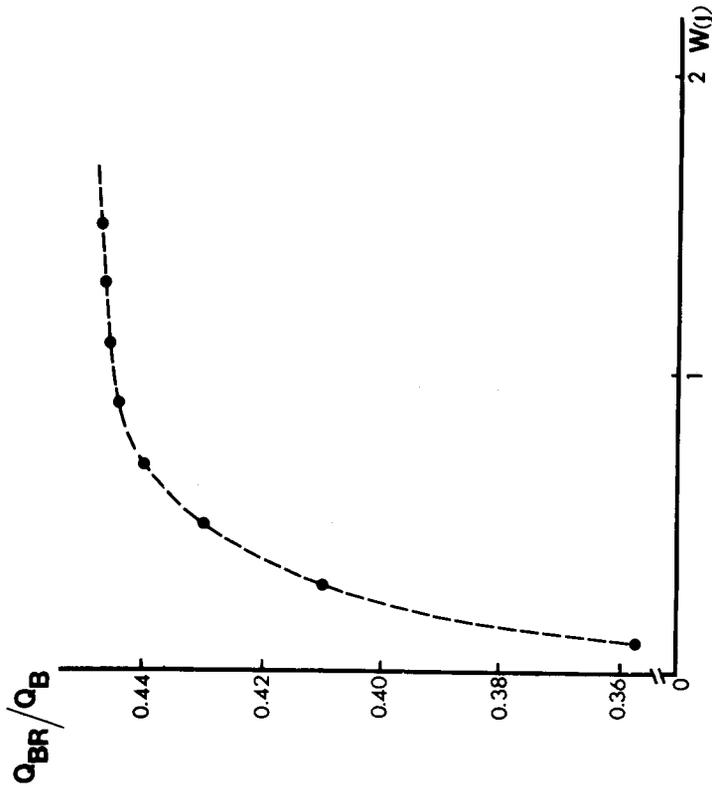
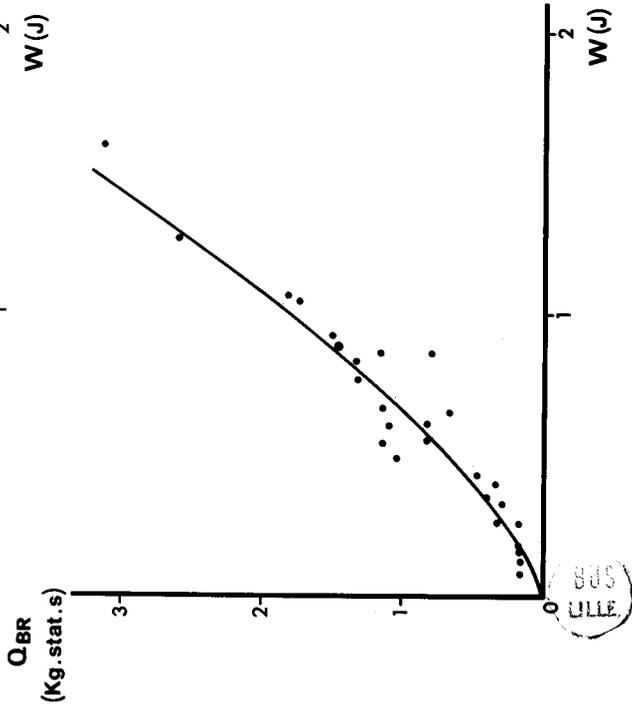
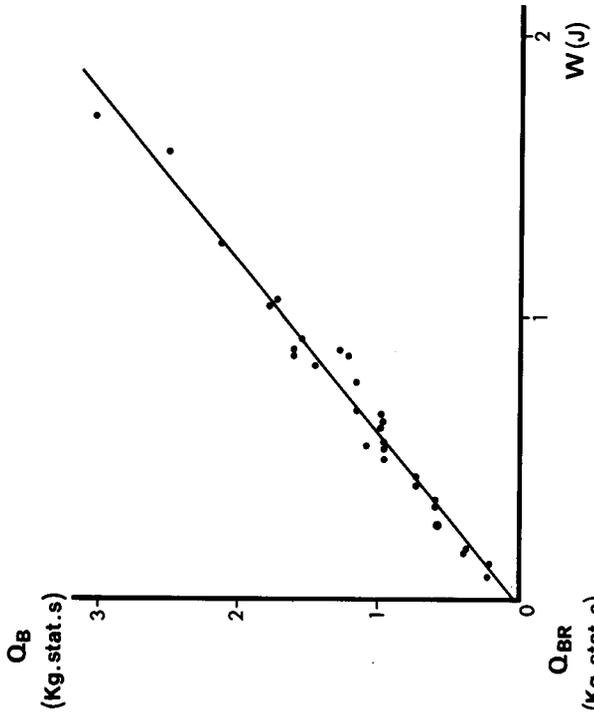
## 2 - Comparaison des EMG intégrés du biceps et du brachio-radialis

Dans le cas des mouvements de flexion, nous avons comparé l'activité électromyographique du biceps et du brachio-radialis (LESTIENNE et GOUBEL, 1969) : ce sont les EMG intégrés qui ont été considérés, compte tenu de l'appréciation globale de l'EMG que permet cette quantité.

A la phase d'accélération du mouvement, correspondent une valeur de l'EMG intégré du biceps ( $Q_B$ ) et une valeur de celui du brachio-radialis ( $Q_{BR}$ ). Il lui correspond également une croissance de la vitesse, d'une valeur initiale nulle à une valeur terminale  $V$ , - qui est la vitesse maximum du mouvement - et donc une variation d'énergie cinétique ( $1/2 IV^2$ ). Cette dernière est égale au travail mécanique  $W$ , effectué par les forces extérieures mises en jeu par la contraction des muscles agonistes (GOUBEL, 1970). Pour chaque mouvement, on associe  $Q_B$ ,  $Q_{BR}$ , ainsi que le rapport  $Q_{BR}/Q_B$  à la valeur correspondante de  $W$ .

On constate que  $Q_B$  et  $Q_{BR}$  sont des fonctions continues et croissantes de  $W$  présentant une faible dispersion. La relation en  $Q_B$  est linéaire et celle en  $Q_{BR}$ , curvilinéaire. Il s'agit plus précisément d'une équation de la forme  $Q_{BR} = aW^n$ ,  $n$  étant fractionnaire. Il en résulte que le rapport  $Q_{BR}/Q_B$

présente avec  $W$  une relation croissante, d'allure logarithmique (v. fig.28). L'allure de la relation est la même quel que soit le sujet examiné. Seule varie, d'un sujet à un autre, la courbure initiale de la relation, c'est-à-dire la valeur du rapport  $Q_{BR}/Q_B$  pour laquelle la courbe paraît tendre vers un plateau légèrement ascendant. Le résultat est spécifique du mouvement. En effet, le rapport considéré reste constant en fonction de la charge maintenue.



- Fig. 28 -

- a) Relation entre la quantité d'électricité intégrée du biceps et le travail mécanique
- b) Relation entre la quantité d'électricité intégrée du brachioradialis et le travail mécanique
- c) Evolution du rapport  $Q_{BR}/Q_B$  en fonction du travail mécanique.

## B - DISCUSSION

La discussion portera successivement sur les coordinations biceps-triceps et biceps-brachioradialis. Dans le premier cas, ce sont principalement les caractères temporels du plan de coopération dont on examinera la consistance et la représentativité. Dans le deuxième cas, c'est le niveau global d'activité des agonistes qui sera considéré, ou du moins, la variation de celui-ci, pour chacun des deux muscles, en fonction des conditions d'exécution du mouvement.

### I - COORDINATION BICEPS - TRICEPS

#### 1 - Consistance de la catégorisation des plans de coopération biceps-triceps

La catégorisation des plans de coopération biceps-triceps a été principalement basée sur des caractères temporels des patterns musculaires, très grossiers et donnés comme reproductibles d'un sujet et d'un examen à un autre. Aussi convient-il de confronter ces résultats à ceux figurant dans la littérature afin d'en mieux évaluer la consistance. On se réfèrera à WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926, b) 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 à arrêt par visée. Il s'agit en effet de mouvements exécutés dans un plan horizontal, continûment et sans contrainte, du moins dans le cas du non-raidissement musculaire qu'ils ont, entre autres, considéré. Par contre, ici et contrairement

à la référence en question, l'amplitude du déplacement est limitée assez précisément à une valeur relativement faible, et diverses inerties sont considérées.

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 ; nous avons également observé ce type de plan de coopération musculaire (type L), où seule l'activité de l'agoniste se manifeste et se maintient pendant toute la durée du mouvement. Dans le domaine des vitesses plus élevées, les mouvements se caractériseraient par une activité alternée des agonistes et des antagonistes ; le type S présente les mêmes particularités. Par contre, il faut noter que pour les mouvements très rapides on a décrit un recouvrement partiel des activités de l'agoniste et de l'antagoniste (type R). Ce caractère, signalé tout-à-fait incidemment par les auteurs de référence, doit être attribué ici à l'amplitude relativement réduite des mouvements : il pourrait se retrouver, selon toute vraisemblance, pour des amplitudes plus grandes, à condition que des inerties plus élevées soient considérées. Par ailleurs, les bouffées d'activité électromyographique secondaires affectant alternativement agoniste et antagoniste, du moins à partir du type S, sont également décrites par ces auteurs.

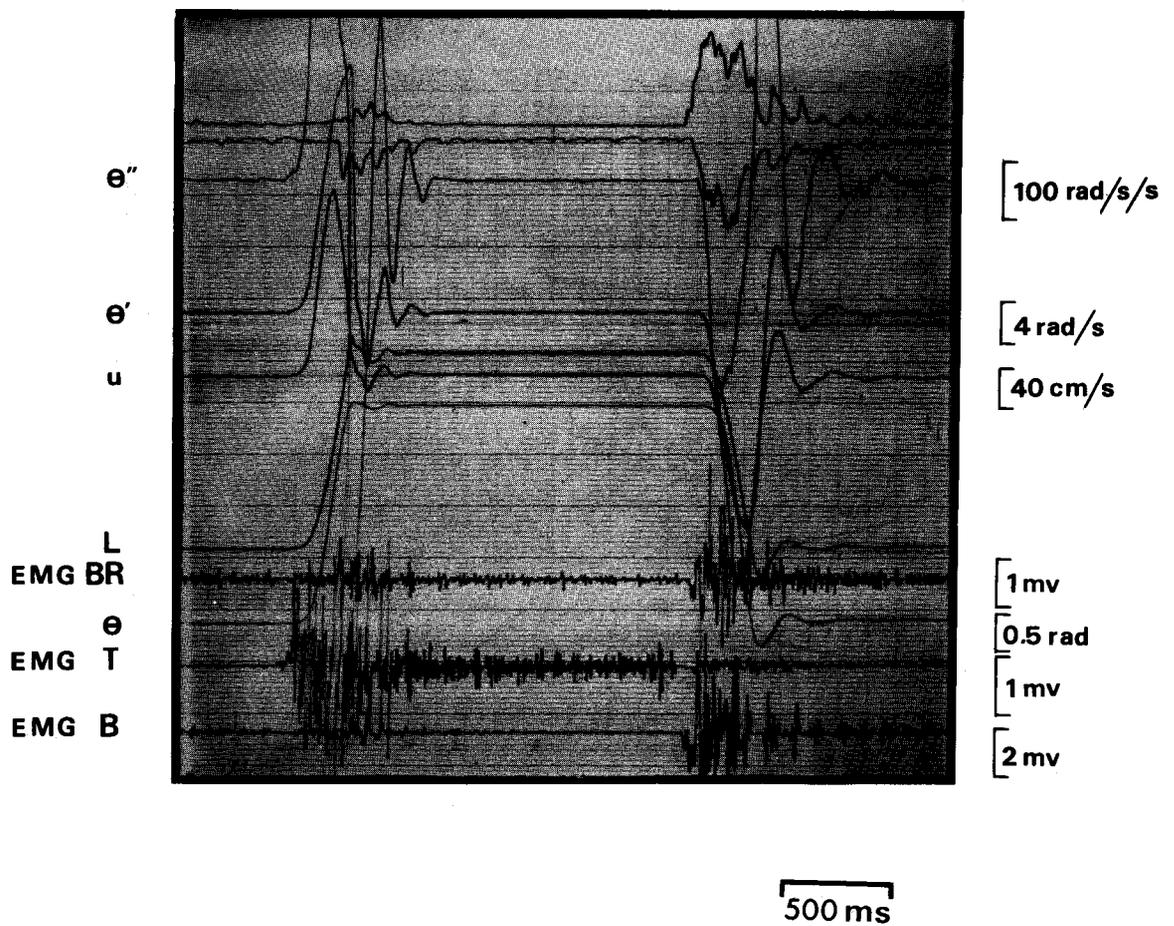
Ainsi, nos résultats obtenus avec électrodes de surface confirment ceux de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926, b), obtenus avec électrodes intramusculaires, dans le cas de mouvements non raidis. Cette concordance apporte un élément important en faveur de la consistance de la catégorisation adoptée - et de l'évolution des types de plan de coopération en fonction de la vitesse -, dans le cas des conditions expérimentales communes aux deux études, et constitue une présomption favorable dans celles des conditions particulières à la présente étude, où différentes inerties sont considérées. La possibilité de quantifier le passage d'un type de plan de coopération à un autre, en chiffrant les limites du type S, constitue un argument non moins important en faveur de la consistance de notre catégorisation. Elle apporte en outre la preuve que le type de plan de coopération dépend non seulement de la vitesse, ou de l'accélération, mais encore de l'inertie. Le fait que ces limites se conservent, pour un sujet donné, n'est pas non plus à négliger. En outre, nous verrons dans le chapitre IV que c'est vraisemblablement à chaque mouvement que l'on peut assigner une valeur de F et des modalités plus précises des patterns réciproques du biceps et du triceps, pour un même type de plan de coopération.

Il semble donc possible d'admettre la consistance des plans de coopération biceps-triceps. Celle-ci constitue, selon toute vraisemblance, une conséquence de l'organisation du mouvement considéré, de la valeur de l'EMG de surface en tant qu'indice de l'activité musculaire et de la stabilité des conditions expérimentales.

2 - Limites à la validité de la catégorisation  
des plans de coopération biceps-triceps.

Les limites qu'il convient d'assigner à la catégorisation des plans de coopération biceps-triceps sont vraisemblablement de deux ordres, perceptifs et musculaires.

En premier lieu, on doit souligner l'importance du type d'arrêt. Nous avons vu, en effet que les mouvements à arrêt par percussion présentent, quelles que soient l'inertie et la vitesse, le même type de plan de coopération musculaire. Ce dernier est caractérisé par une activité phasique de l'agoniste généralement associée à une activité beaucoup plus faible de l'antagoniste quand le mouvement est rapide. Cette propriété, mise en évidence pour des mouvements exécutés à des vitesses sous-maximales, se retrouve pour les mouvements maximaux (PERTUZON et LESTIENNE, 1968). Pour la flexion, en effet, on note (v. fig.29) une activité importante des muscles agonistes (biceps, brachioradialis) et une très discrète du muscle antagoniste (triceps), probablement de fixation, qui se maintient durant tout le mouvement. Par contre, au cours de l'extension, une activité du brachioradialis et, à un degré moindre, du biceps, apparaît de 40 à 70 ms environ avant l'établissement de la vitesse maximale. Il pourrait s'agir là de l'activité réflexe évoquée par HILL (1940) et WILKIE (1950). Bien que nous n'ayons jamais observé une telle activité des muscles antagonistes pour les mouvements d'extension à arrêt par percussion, il faut remarquer que la vitesse de ces mouvements ne dépasse jamais 7 rad/s alors que les mouvements à vitesse maximale atteignent des valeurs de 17 rad/s. On peut donc penser que le plan de coopération musculaire



- Fig.29 -

Enregistrements d'un mouvement d'extension et d'un mouvement de flexion exécutés à vitesse maximale.

(I<sub>0</sub> - 68.06.02 - F. B.).

(Pour la signification des symboles, se reporter à la nomenclature).

des mouvements à arrêt par percussion est, à très peu près, identique quelle que soit la vitesse d'exécution du mouvement.

La catégorisation des plans de coopération biceps-triceps est en outre liée au caractère unidirectionnel du mouvement et au fait qu'il soit effectué de façon régulière, sans l'intervention d'aucune perturbation extérieure et sans aucune exigence de précision dans le cours de l'exécution. Mais la précision de la visée paraît être sans effet, du moins sur les activités EMG principales, comme le suggère une expérimentation récente (CLEMENT, 1970).

En deuxième lieu, la catégorisation est valable, selon toute vraisemblance, quelles que soient l'amplitude et la vitesse du mouvement, du moins jusqu'à des inerties élevées. En fait, si le type L correspond à une contraction de type isotonique, les types S et R correspondent à une contraction de type anisotonique. La survenue de chacun de ces trois types est donc liée à la possibilité d'anisotonie de la contraction agoniste. Celle-ci dépend de l'intensité, et aussi de la nature, des forces extérieures. S'il n'est pas impossible de retrouver une telle catégorisation dans le cas, par exemple, de flexions exécutées contre de faibles charges (DENIMAL, 1964), il paraît bien toutefois qu'elle soit la marque des mouvements contre inertie.

En résumé, la catégorisation étudiée semble bien être liée au type d'arrêt par visée et, plus généralement à la catégorie de mouvement étudiée ici, mais pour de multiples combinaisons d'amplitudes, de vitesses et d'inerties. Elle devrait, selon toute probabilité se retrouver chaque fois que l'on considère l'activité de deux muscles, agoniste et antagoniste, représentatifs des groupes auxquels ils appartiennent, pour autant que les mouvements soient unidirectionnels et, évidemment, monoarticulaires.

### 3 - Représentativité des plans de coopération biceps-triceps

Parmi les données précédentes, on a été enclin à rapprocher la consistance des plans de coopération biceps-triceps, la possibilité de quantifier le passage d'un type de plan de coopération à un autre en fonction de la force développée par les muscles agonistes et la relative similitude des patterns temporels du brachioradialis et du biceps. On s'est demandé si les caractères temporels de l'activité du biceps ne présentaient pas des rapports relativement étroits avec ceux des autres agonistes, et, éventuellement, s'il n'en était pas de même en ce qui concerne la longue portion du triceps et les autres chefs du triceps ou l'anconeus. En d'autres termes, les plans de coopération biceps-triceps ne seraient-ils pas représentatifs des plans de coopération agonistes-antagonistes ? A cet égard, la littérature offre certaines possibilités de discussion.

Pour ce qui est du brachioradialis, on a vu plus haut que son activité électromyographique se manifeste au même instant, ou peu après celle du biceps, pour cesser de façon à peu près contemporaine à celle-ci. D'après DE SOUSA et coll. (1961), utilisant une détection par électrodes-fils, dans le cas, il est vrai, de mouvements exécutés dans un plan sagittal, ce pattern temporel du brachioradialis caractériserait la flexion, lorsque la main est en semi-pronation et indépendamment des variations interindividuelles. Ainsi, les patterns temporels du biceps et du brachioradialis sembleraient se correspondre assez étroitement.

Pour ce qui est du brachial antérieur, WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926, a) rapportent que, dans les mouvements effectués contre une faible inertie ( $I_0$ ), ce muscle n'est pas nécessairement actif. Quand le biceps et le brachial sont tous deux actifs, il peut exister une parfaite concordance des EMG intramusculaires des deux muscles, du moins pour les flexions lentes. 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 se maintiennent. Par contre, le brachialis serait silencieux dans les extensions, à l'exception des mouvements très rapides où il présenterait une activité relativement semblable à celle du triceps.

Quant au premier radial et au rond-pronateur, leur activité dans la flexion du coude a été, à notre connaissance, peu étudiée. Leur rôle semble très modeste, sinon insignifiant, si on se permet d'extrapoler ici les données de BASMAJIAN et TRAVILL (1961).

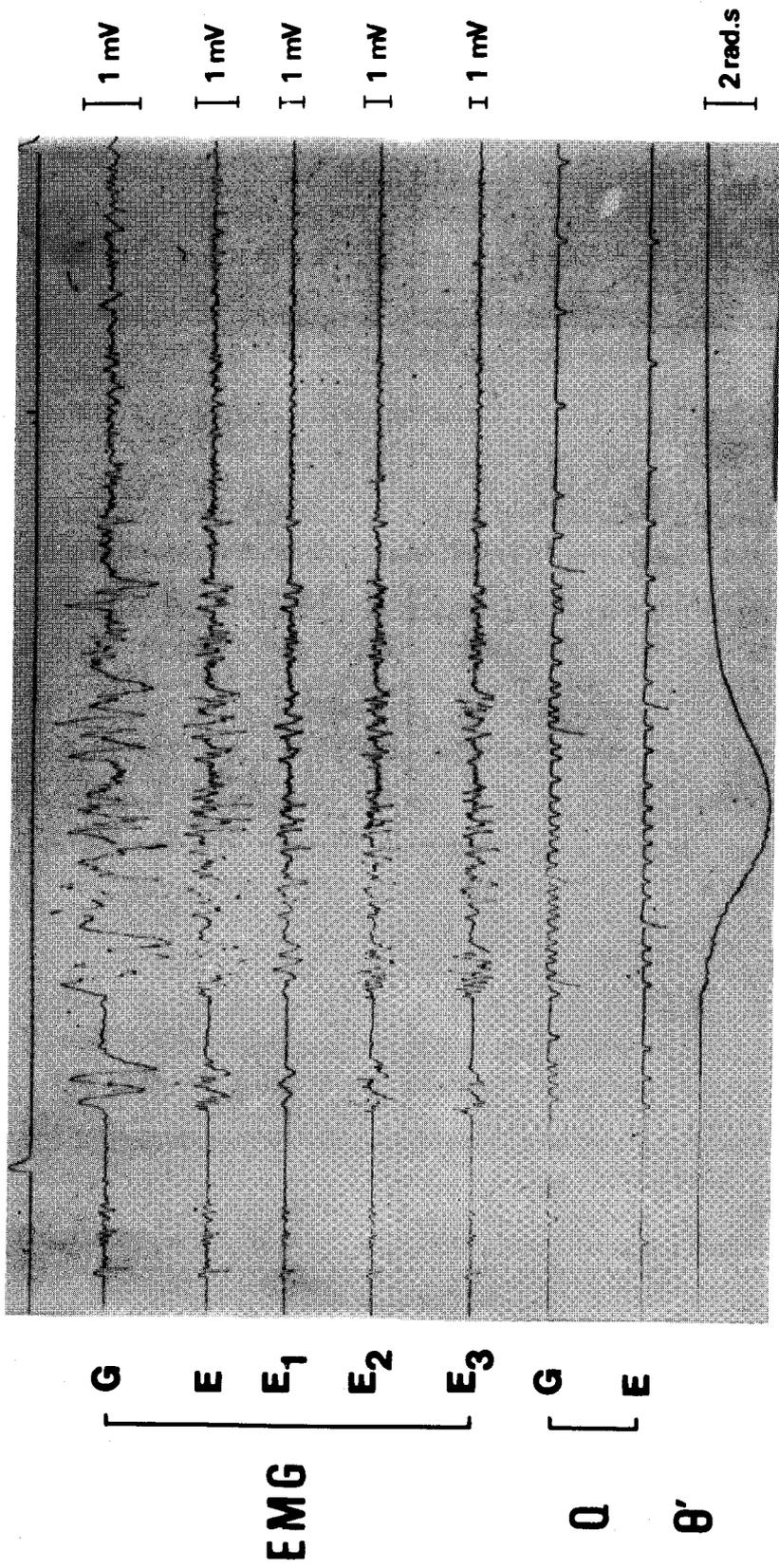
Enfin, d'après PAULY et coll. (1967), utilisant également des électrodes-fils, l'extension complète du coude, effectuée dans un plan horizontal, pourrait être amorcée par l'anconeus, la longue portion du triceps étant, des trois chefs, la plus longuement et la plus intensément active.

Pour autant que l'on soit fondé à tirer une conclusion générale des résultats divers qui précèdent, on pourrait penser que, comparativement à celle des autres agonistes, l'activité EMG du biceps durerait plus longtemps et, selon toute vraisemblance, cesserait simultanément ou postérieurement. Si l'on admet

que la longue portion du triceps est, dans la flexion, la plus longuement active, le silence électromyographique commun au biceps et à la longue portion du triceps serait bien un silence agonistes-antagonistes. Il pourrait même, pour autant que les rapports temporels entre patterns des différents agonistes et antagonistes soient relativement stables, représenter celui existant entre deux muscles agoniste et antagoniste quelconques. Une telle éventualité ne semble pas, a priori, devoir, non plus, être exclue dans le cas de l'extension. Ainsi, les plans de coopération biceps-triceps seraient représentatifs, d'une manière plus générale, des plans de coopération agonistes-antagonistes. Il va de soi qu'une telle conclusion se limite aux conditions expérimentales examinées, c'est-à-dire à des mouvements exécutés contre de faibles inerties, la main étant en semi-pronation.

Les remarques qui précèdent confèrent un intérêt particulier au silence électrique commun biceps-triceps, dont la présence ou l'absence avait, jusqu'à présent, servi seulement de critère pour la catégorisation des plans de coopération entre ces deux muscles. Il correspondrait donc à une période d'inactivité musculaire commune aux agonistes et aux antagonistes. Cette propriété sera évoquée dans la discussion générale. Il n'est pas indifférent, dans cette perspective, de souligner que cette période de silence électromyographique apparaît aussi bien sur les EMG de surface que sur les EMG intramusculaires de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926, b). Il n'y a d'ailleurs pas, selon nous, à s'étonner outre mesure de ce résultat, compte tenu du fait souligné par PERSON (1963) que l'EMG de surface constitue

le reflet le plus fidèle de l'activité globale du muscle. La fig. 30 montre d'ailleurs la correspondance temporelle du tracé intramusculaire et du tracé de surface dans le cas de mouvements identiques à ceux étudiés ici. On conçoit d'ailleurs aisément que, dans le cas de tracés intramusculaires plus élémentaires, ce serait sur l'EMG de surface que la durée du SEC serait la plus courte. De tels arguments plaident en faveur de la consistance du SEC dérivé dans nos conditions de détection.



- Fig. 30 -

Enregistrement électromyographique d'une contraction anisométrique.

Ces tracés montrent la correspondance temporelle de l'EMG intramusculaire et de l'EMG de surface.

De haut en bas :



- EMG-G : électromyogramme global
- EMG-E : électromyogramme résultant de la sommation algébrique des dérivations élémentaires
- EMG-E<sub>1</sub>, E<sub>2</sub>, E<sub>3</sub> : électromyogrammes des dérivations élémentaires

(d'après MATON, 1970)

## II - COORDINATION BICEPS - BRACHIORADIALIS

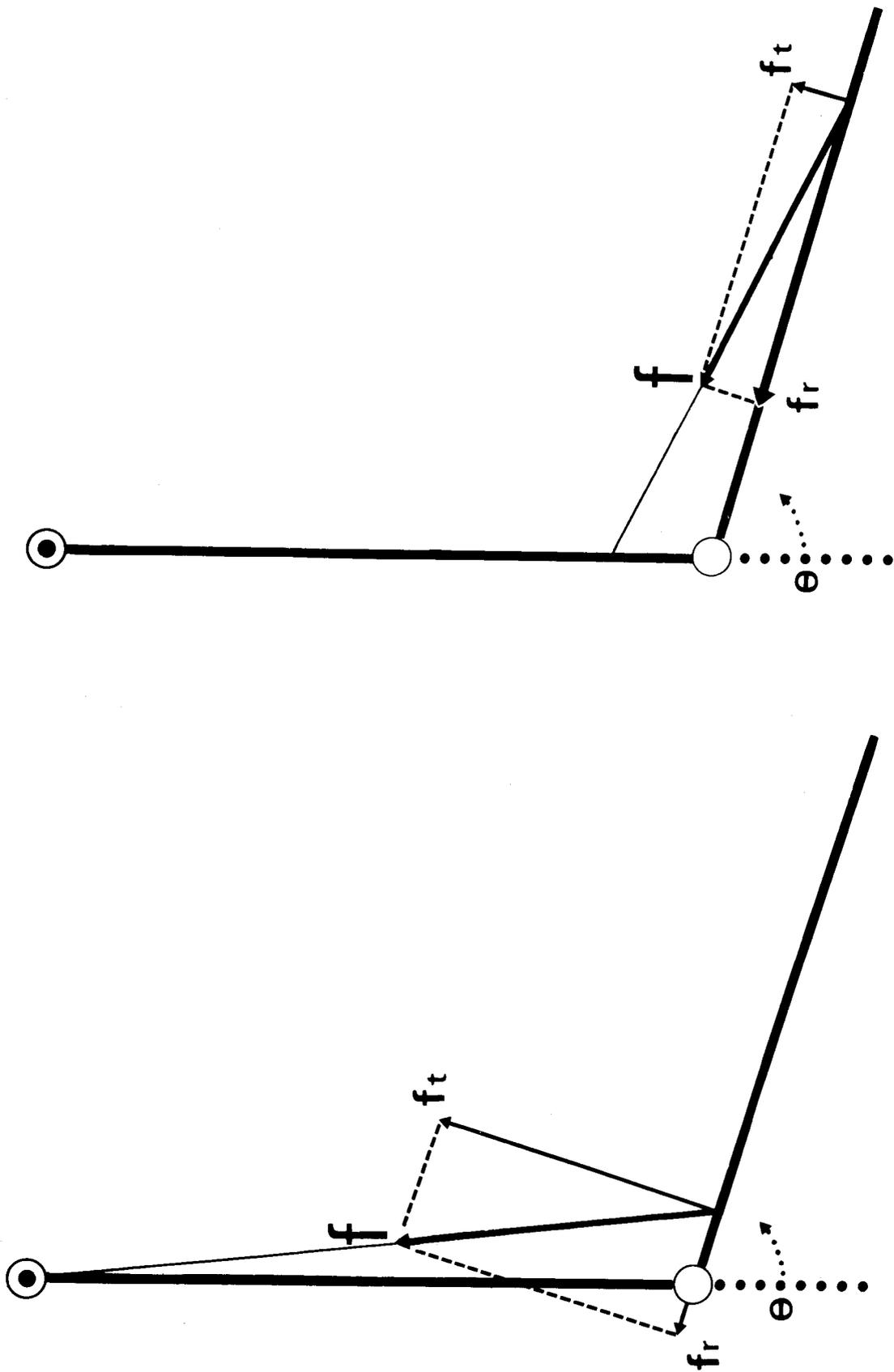
Les caractères temporels des patterns musculaires qui ont jusqu'ici été essentiellement considérés, ne constituent de toute évidence qu'un élément de l'activité myoélectrique. Les résultats auxquels ils ont permis d'aboutir impliquaient des résultats également consistants, en ce qui concernait l'activité électromyographique intégrée. C'est ainsi que nous avons pu établir que le rapport  $Q_{BR}/Q_B$  augmentait avec le travail mécanique  $W$ , en conséquence de l'existence de relations d'allure différente entre  $Q_{BR}$ ,  $Q_B$  et  $W$ . Aussi, pouvait-on se demander si ces résultats n'étaient pas dus au fait que l'activité relative de ces deux agonistes dépendait des conditions d'exécution du mouvement (vitesse et inertie). Si tel était bien le cas, il y aurait là une possibilité de quantifier le plan de coopération biceps-brachioradialis, du moins pour les mouvements de flexion.

### 1 - Muscles à effet " stabilisateur " et muscles à effet " rotateur "

Par une analyse mathématique, appliquée à la biomécanique articulaire, Mac CONAILL (1946, 1949) a développé l'idée selon laquelle les muscles squelettiques pourraient assumer deux fonctions distinctes. La première serait celle du muscle à effet " stabilisateur " : une force centripète serait essentiellement exercée par ce muscle qui aurait pour résultat de contrebalancer la force centrifuge, et ainsi de fixer l'articulation. La deuxième définirait le muscle à effet " rotateur " qui serait principalement responsable du mouvement de rotation du segment par rapport

à l'articulation. Mac CONAILL définit ainsi, à titre d'exemple, le brachioradialis comme muscle " stabilisateur " typique et le biceps brachii comme muscle " rotateur ". Cette différence de fonction est directement liée à la distance relative des points d'insertion des deux muscles par rapport à l'articulation du coude, autrement dit, de leur degré d'obliquité : comme le montre la figure 31, la force tangentielle ( $f_t$ ) est beaucoup plus importante pour le biceps que pour le brachioradialis et la force centripète ( $f_r$ ), pour le brachioradialis que pour le biceps.

Par contre, on peut constater, toujours sur la figure 31 que la fonction de muscle à effet " stabilisateur " n'est pas nécessairement exclusive de la fonction de rotation : en effet, pour une même force ( $f$ ) développée par chacun des deux fléchisseurs, leur couple moteur est égal à cette force  $f$  que multiplie leur bras de levier respectif ( $x$ ). Or, les valeurs des bras de levier sont de 4,44 cm et 7,93 cm pour le biceps et le brachioradialis respectivement (BRAUNE et FISCHER, 1889). En conséquence, le couple moteur du brachioradialis pourrait être plus élevé que celui du biceps, à condition bien entendu qu'une force de même intensité soit développée par les deux muscles. Or, ce n'est pas le cas en contraction maximale, car la section du biceps étant trois fois celle du brachioradialis, le couple exercé par le biceps est 1,7 fois environ supérieur à celui du brachioradialis. Il est néanmoins difficile de savoir ce qu'il en est exactement dans le cas de mouvements sous-maximaux. Il n'en reste pas moins vrai que, si le brachioradialis et le biceps ont tous deux un rôle dans la rotation de l'avant-bras, le brachioradialis a de surcroît un rôle primordial dans la stabilisation de l'articulation.



BIBLIOTHEQUE

- Fig. 31 -

Projection d'une force ( $f$ ) de même intensité suivant l'axe de l'avant-bras ( $f_r$ ) et de sa perpendiculaire ( $f_t$ ).  
 a : cas d'une force exercée par le biceps  
 b : cas d'une force exercée par le brachioradialis.

Si l'on en croit Mac CONAILL (1949), les autres fléchisseurs du coude se comporteraient soit, pour le brachial antérieur, comme le biceps, soit pour le rond pronateur, et vraisemblablement le premier radial, comme le brachioradialis.

## 2 - Interprétation de la relation entre EMG intégrés du biceps et du brachioradialis

Sur la base de ces données, il pourrait être tentant de relier la forme de la relation entre l'EMG intégré et le travail à (ou aux) fonction(s) que le muscle exerce pendant le mouvement. On pourrait alors admettre que la linéarité de la relation caractériserait les muscles à effet rotateur. Divers arguments favorables à cette façon de voir ont été récemment développés par GOUBEL (1970) qui a rappelé que la linéarité a été trouvée pour de nombreux muscles dont l'activité - comme celle du biceps ici - consiste presque exclusivement à produire le mouvement. Par contre, la curvilinearité de la relation caractériserait des muscles dont l'effet stabilisateur serait, sinon exclusif, du moins important. Il ne serait pas invraisemblable que le surcroît d'EMG intégré manifesté par le brachioradialis soit donc directement lié aux caractères biomécaniques du mouvement, et plus précisément au carré de la vitesse : à l'augmentation de la vitesse correspondrait une augmentation de la force centrifuge qui, peut-être par voie réflexe, provoquerait un accroissement du niveau d'activité du brachioradialis, de nature à contrebalancer la tendance à la dislocation de l'articulation.

Ainsi, la (ou les) fonction(s) du muscle pourrai(en)t être liée(s) à l'allure de la relation entre l'EMG intégré et le travail. Quoi qu'il en soit, un point reste acquis :  $Q_{BR}$  est une fonction continue et croissante de  $W$ , présentant une dispersion relativement faible. Si l'interprétation entre fonction du muscle et allure de la relation entre  $Q$  et  $W$  est de surcroît admise, la connaissance de  $Q_B$  suffirait théoriquement pour déterminer la valeur de l'EMG intégré de chacun des agonistes.

Une remarque complémentaire doit être faite, concernant les relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques du mouvement. Celles-ci ont été étudiées systématiquement par GOUBEL (1970) et c'est la raison pour laquelle nous n'avons pas jugé utile d'insister. On se contentera de rappeler que :

- a) les diverses relations entre l'EMG intégré du biceps ( $Q_B$ ) et le travail ( $W$ ), la force ( $F$ ), la vitesse ( $V$ ), l'accélération tangentielle ( $\dot{V}_t$ ) ne sont pas indépendantes les unes des autres, comme le rappelle la figure 34 ;
- b) la relation entre  $Q_B$  et  $W$  est considérée comme étant la relation pertinente, celle entre  $Q_B$  et  $F$  étant, ici, équivalente du fait que l'amplitude du déplacement est constante ;
- c) les relations entre  $Q_B$  et  $V$ , ou  $\dot{V}_t$ , dépendent de l'inertie - comme d'ailleurs du type d'arrêt (visée ou percussion).

En conclusion, il semble possible de caractériser, de manière quantitative, les modalités selon lesquelles agonistes et antagonistes coopèrent à l'exécution d'un mouvement dirigé. Ces modalités dépendent des conditions d'exécution du mouvement (inertie et vitesse) et du type d'arrêt (visée ou percussion). Pour autant que nos résultats permettent d'en juger, la direction du mouvement ne jouerait que sur l'interversion agonistes-antagonistes.



## I - ROLE RESPECTIF DES FORCES MUSCULAIRES ACTIVES ET PASSIVES

Au cours du mouvement, les masses segmentaires - musculaires et osseuses - ne peuvent être soumises à une accélération que si la force développée par la contraction des agonistes est supérieure aux forces résistantes. Dans notre cas, la force de pesanteur ne joue pas et les forces de frottement d'origine articulaire sont pratiquement inexistantes. Quant aux forces de viscosité, d'origine musculaire, elles sont faibles et peuvent être considérées comme négligeables, au niveau d'approximation où l'on se place ici.

Il en résulte que le mouvement lancé par la contraction des agonistes, ne peut être freiné que par la mise en jeu d'une force musculaire antagoniste (active ou passive), si du moins il ne s'agit pas d'un mouvement de percussion. A cette force antagoniste, quelle soit d'origine contractile ou élastique, répond sur le tracé accélérométrique une onde de décélération. Celle-ci est d'autant plus importante que les forces d'inertie mises en jeu lors de la contraction de l'agoniste sont plus élevées. Suivant le niveau et la durée de l'activité des muscles agonistes, les forces élastiques des muscles antagonistes étirés (forces passives) peuvent s'avérer suffisantes ou insuffisantes pour assurer l'arrêt du mouvement. Dans le second cas, la contraction des antagonistes (forces musculaires actives) est nécessaire pour freiner le mouvement.

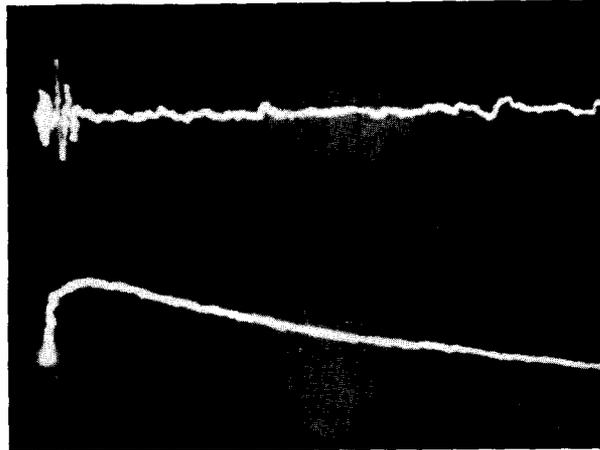
Dans le but de faciliter l'analyse qui suit, on réduira chacun des deux groupes musculaires concernés à un muscle unique, le biceps pour les agonistes et le triceps (longue portion) pour les antagonistes. On a, en effet, vu, dans le chapitre précédent, que ces deux muscles pourraient être, dans une large mesure considérés comme représentatifs des autres agonistes et antagonistes, du moins pour les mouvements de flexion auxquels on se limite.

On s'appuiera dans l'exposé sur l'analyse, au cours du mouvement à arrêt par visée, des courbes force-longueur instantanées de l'agoniste et des EMG de l'agoniste et de l'antagoniste, enregistrées également en fonction de la longueur.

1 - Description des tracés force-longueur obtenus au cours d'un mouvement du type S (v. fig. 32)

Les courbes force-longueur instantanées peuvent être établies sur un oscilloscope recevant en XY les données F et L, élaborées par le calculateur analogique (GOUBEL et coll., 1968).

L'examen de la première phase du tracé tension-longueur permet de mettre en évidence trois zones distinctes. Il s'agit tout d'abord, d'une croissance très brusque de la tension, contemporaine d'une activité phasique plus ou moins importante, de l'agoniste, alors que la longueur du muscle n'a presque pas varié, c'est-à-dire que le muscle se trouve pratiquement dans les conditions d'une contraction isométrique. La tension atteint alors sa valeur maximale et décroît ensuite, plus ou moins rapidement selon la vitesse d'exécution du mouvement. Avant que ne s'annule la tension, on observe une activité de l'antagoniste



- Fig. 32 -

Electromyogramme et force du biceps en fonction de sa longueur.

En ordonnée : électromyogramme, 110  $\mu$ V par division (tracé supérieur)  
force résultante rapportée au biceps, 70 N par division  
(tracé inférieur)

En abscisse : raccourcissement du biceps, 10 mm par division.

Les flèches indiquent les limites de la zone de silence électrique commun aux deux muscles et le point noir indique le début de l'activité du triceps.

La durée de l'onde " motrice " est de 396 ms.

qui apparaît d'autant plus précocement que la vitesse du mouvement est plus rapide (BOUISSET et coll., 1968). Il faut noter que la courbe tension-longueur, dans sa phase de décroissance, présente un caractère particulier pour les mouvements effectués à vitesse modérée. On remarque, en effet, que la chute de tension en fonction de la longueur est sensiblement linéaire dans une zone où agoniste et antagoniste sont simultanément inactifs.

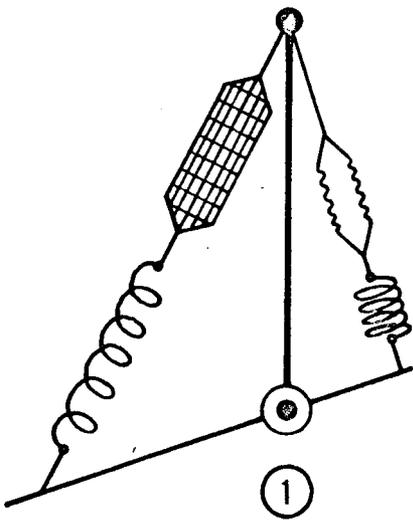
## 2 - Interprétation du plan de coopération musculaire du type S en fonction du modèle à deux composantes de HILL

HILL (1938) assimile le muscle en contraction, en première approximation du moins, à un système à deux composantes : un élément contractile proprement dit, en série avec un élément purement élastique. Il est désormais classique d'admettre que la composante contractile est localisée au niveau de la myofibrille. Quant à la composante élastique-série, elle se situe en grande partie au niveau des tissus tendineux et, dans une certaine mesure, au niveau du sarcomère lui-même (HUXLEY, 1957).

HILL a étudié le rôle physiologique de cet élément élastique en tant qu'amortisseur et accumulateur d'énergie potentielle. Pour MARGARIA (1968), l'énergie potentielle accumulée dans cet élément élastique, au début de la contraction, peut, lors de sa restitution, jouer un rôle physiologique important dans l'exécution du mouvement. En dépit du fait que le modèle à deux composantes ait pu être controversé par divers auteurs,

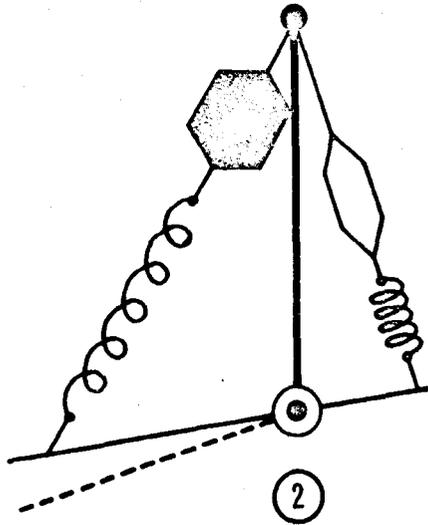
tels, par exemple, PRINGLE (1960) et, plus récemment, APTER et GRAESSLEY (1970), il n'en apporte pas moins des éléments tout à fait suffisants pour le niveau d'interprétation auquel nous nous plaçons ici. A partir de ce modèle et des courbes tension-longueur, il s'avère possible de concevoir les mouvements de flexion du type S comme résultant de la succession des cinq phases suivantes.

### Phase 1



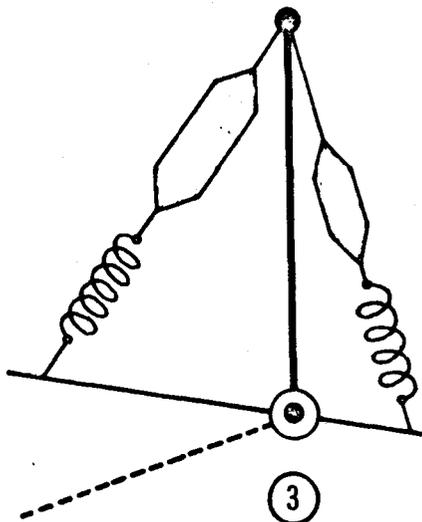
Après un temps de latence très court, par rapport au tracé EMG, la contraction de l'agoniste s'établit brutalement comme le montre la brusque montée de force de la figure 32. L'important raccourcissement des éléments contractiles est compensé par l'étirement des éléments élastiques-série. Ainsi, cette première phase correspond à une contraction d'un type quasi isométrique. L'allongement de l'élément élastique-série permet de stocker de l'énergie.

Phase 2



Alors que la variation de longueur de l'agoniste devient apparente, encore que faible, la force commence à augmenter moins rapidement, atteint sa valeur maximale et amorce une décroissance discrète. A cette phase est associée une diminution du niveau d'activité EMG d'où peut résulter un faible relâchement de l'élastique-série.

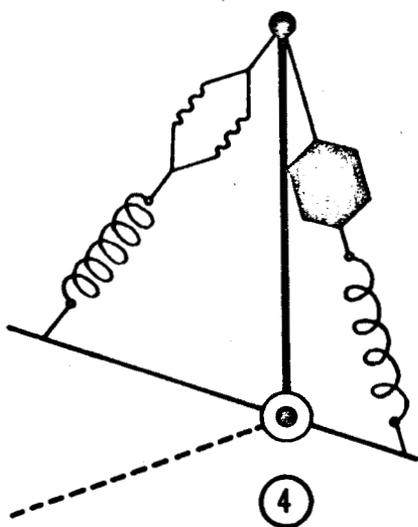
Phase 3



Les éléments contractiles de l'agoniste deviennent inactifs. Les éléments élastiques-série de l'agoniste cessant d'être soumis à une tension se relâchent. L'énergie potentielle emmagasinée est restituée, provoquant une diminution de la longueur de l'agoniste et un étirement de l'antagoniste. Le fait que le mouvement continue avec une accélération non constante pendant cette période d'inactivité musculaire ne peut s'expliquer que par la restitution d'énergie élastique emmagasinée dans les éléments élastiques en série. Les valeurs de la

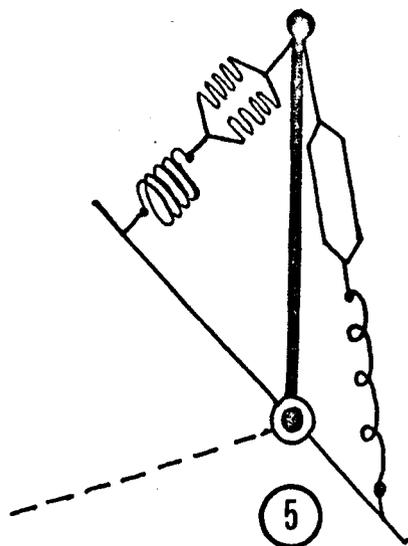
compliance, calculées pendant cette phase d'inactivité musculaire (v. GOUBEL et coll., 1968 ; GOUBEL et coll., 1970), sont d'ailleurs en accord avec celles de WILKIE (1950) déterminées sur le même groupe musculaire.

#### Phase 4



Etant donné que, d'une part, les muscles ne peuvent fournir de tension négative, et d'autre part, les forces élastiques de rappel de l'antagoniste sont inférieures aux forces d'inertie, seule la contraction de l'antagoniste est susceptible de provoquer l'arrêt du mouvement. L'activation des éléments contractiles de l'antagoniste permet d'emmagasiner dans les élastiques-série correspondants une énergie potentielle suffisante qui, lors de sa restitution, s'opposera aux forces d'inertie. Cette contraction s'effectue selon les mêmes modalités que pour l'agoniste. Le mouvement continue mais la vitesse va s'inverser.

### Phase 5



La vitesse du mouvement s'inverse pour ensuite décroître et s'annuler. L'antagoniste devient silencieux. Les élastiques-série de l'antagoniste restituent l'énergie emmagasinée pendant les phases 2, 3 et 4. La force ainsi développée par l'antagoniste décroît et s'annule au moment où l'avant-bras parvient à la position désirée.

### 3 - Interprétation des différents types de plans de coopération musculaire

Dans ces conditions, il est possible, en se référant à cette décomposition du mouvement de flexion du type S, d'explicitier les deux autres types de plans de coopération musculaire que nous avons rencontrés.

L'exécution de mouvements lents, c'est-à-dire du type L, se fait grâce à une activité faible mais persistante des éléments contractiles des agonistes sans intervention de l'antagoniste. On est amené à penser à une contraction isotonique des agonistes. En raison du faible niveau de la force agoniste (inférieure à 21 N, pour le sujet F.G.), on peut considérer que les forces d'inertie, également peu importantes, sont équilibrées à chaque instant par les forces élastiques de l'antagoniste étiré. Ces mouvements peuvent

s'interrompre par une diminution de l'activité de l'agoniste, sans qu'une activation de l'antagoniste soit nécessaire.

Par contre, plus le mouvement est rapide, plus l'activité des éléments contractiles est élevée et plus elle se concentre en début du mouvement et même avant le début de celui-ci. Comme la force développée par l'agoniste met en jeu des forces d'inertie importantes, les forces élastiques de rappel de l'antagoniste s'avèrent insuffisantes pour limiter le mouvement à l'amplitude souhaitée. Seule une mise en jeu des antagonistes, plus ou moins précoce suivant la vitesse du mouvement, en permet l'arrêt. C'est ainsi que, pour le type R, l'activité de l'antagoniste précède la restitution de l'énergie stockée dans les éléments élastiques en série de l'agoniste qui, autrement, confèrerait au mouvement une vitesse trop grande. Cette contraction précoce des antagonistes permet, quelle que soit la vitesse, d'exécuter des mouvements d'une amplitude limitée. Cependant, comme l'a remarqué WACHHOLDER (1928), ces mouvements rapides sont peu économiques par rapport aux mouvements à vitesse modérée.

En effet, il apparaît pour les mouvements du type S et, a fortiori, du type R, des oscillations post-terminales d'autant plus amples que la force agoniste est plus élevée. Ces oscillations semblent être dues, en partie, au fait que l'activité de l'antagoniste n'est pas utilisée en totalité pour assurer le freinage : une certaine fraction de cette activité antagoniste provoque, alors que le repère est atteint, une inversion du sens du mouvement. L'agoniste redevient alors actif afin de ramener le segment à la position souhaitée. Du fait de la vitesse et de l'amplitude limitée des mouvements,

cette alternance d'activité entre agoniste et antagoniste permet des réajustements successifs de l'excursion angulaire autour de la position finale. Mais, contrairement aux données de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926, b), nous avons également observé ces oscillations post-terminales pour les mouvements du type L, alors que l'antagoniste est inactif. On peut donc penser que ces mouvements secondaires sont alors provoqués par les forces d'élasticité des muscles étirés.

Ainsi, les forces élastiques et les forces contractiles peuvent être mises en jeu dans les mouvements secondaires, leur importance relative dépendant de la tension développée par l'agoniste.

En conclusion, par le jeu relatif de forces contractiles et de forces élastiques, il est possible d'expliquer le décours du mouvement. En ce qui concerne la force élastique, son intensité dépend de celle de la force agoniste  $F$ . Dans la mesure où elle contribue au freinage du mouvement, elle joue donc dans le sens d'une économie de la force contractile antagoniste. Cette économie est donc fonction de l'intensité de la force agoniste et se traduit, selon toute vraisemblance, par un niveau et une durée de contraction plus faibles en proportion. Les caractères temporels de l'activité de l'antagoniste évoluent donc de façon continue en fonction de  $F$ . Etant donné qu'il en est de même de l'activité de l'agoniste, on peut supposer que les caractères temporels des plans de coopération agoniste-antagoniste évoluent de façon continue avec  $F$ . Le fait d'avoir pu associer une valeur de  $F$ , et une seule, à chaque limite

du type S ne serait donc que la conséquence d'une évolution parallèle des plans de coopération et de F en fonction de V et de I.

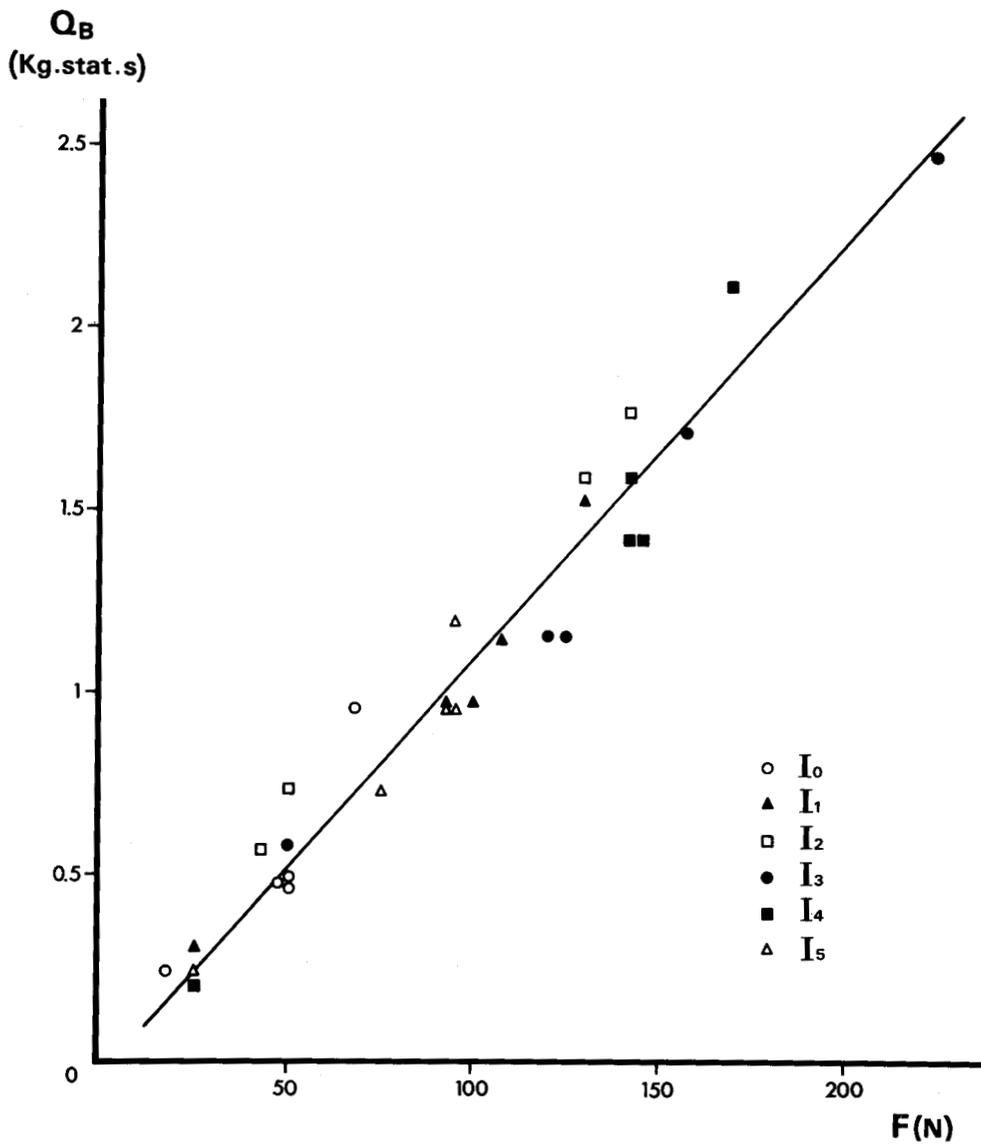
Incidemment, on peut remarquer que l'étirement de la composante élastique devrait, en toute rigueur, initier une inhibition du muscle concerné. Sans qu'il soit, pour autant, possible de savoir l'influence de celle-ci sur l'état d'excitabilité du motoneurone, il n'est pas exclu qu'elle pourrait rendre compte du niveau d'activité relativement réduit du muscle antagoniste se contractant en allongement.

## II - ELEMENTS DE DISCUSSION EN RAPPORT AVEC L'ORGANISATION DU MOUVEMENT

### I - Relations remarquables et invariance de la forme du mouvement

Il vient d'être dit que les plans de coopération musculaire dépendent de la valeur de la force agoniste  $F$ . Or, cette force agoniste est en relation linéaire avec l'EMG intégré du biceps ( $Q_B$ ), indépendamment de l'inertie, comme le rappelle la figure 33. Cette relation n'est d'ailleurs pas indépendante de l'ensemble de celles obtenues entre l'EMG intégré du biceps et diverses grandeurs biomécaniques caractérisant le mouvement, ainsi que l'a montré GOUBEL (1970). Les deux premières lignes de la figure 34 permettent d'ailleurs de visualiser l'interdépendance de ces relations : à une valeur donnée de  $W$  correspond une valeur et une seule de  $Q_B$ , quelle que soit l'inertie, une valeur de  $V$ , de  $\int t$  par inertie et une seule valeur de  $F$  (v. fig. 33) quelle que soit l'inertie.

L'étude cinématique du mouvement a permis de mettre en évidence, indépendamment de l'inertie, une interdépendance entre la vitesse maximum du mouvement et les divers paramètres qui caractérisent la forme du tracé accélérométrique. En d'autres termes, la forme du mouvement varie de façon continue en fonction d'une seule variable : la vitesse maximum, et se donner la valeur de la vitesse maximum revient à se donner la forme exacte du mouvement primaire et, éventuellement, du mouvement secondaire. C'est ce que l'on a représenté sur les trois dernières lignes de



- Fig. 33 -

Relation entre l'EMG intégré et la force maximum.

Le graphique a été réalisé à partir des résultats obtenus sur un sujet dans six conditions d'inertie.

(69.1.24 - 69.2.4 - 69.2.11 - G. H.)



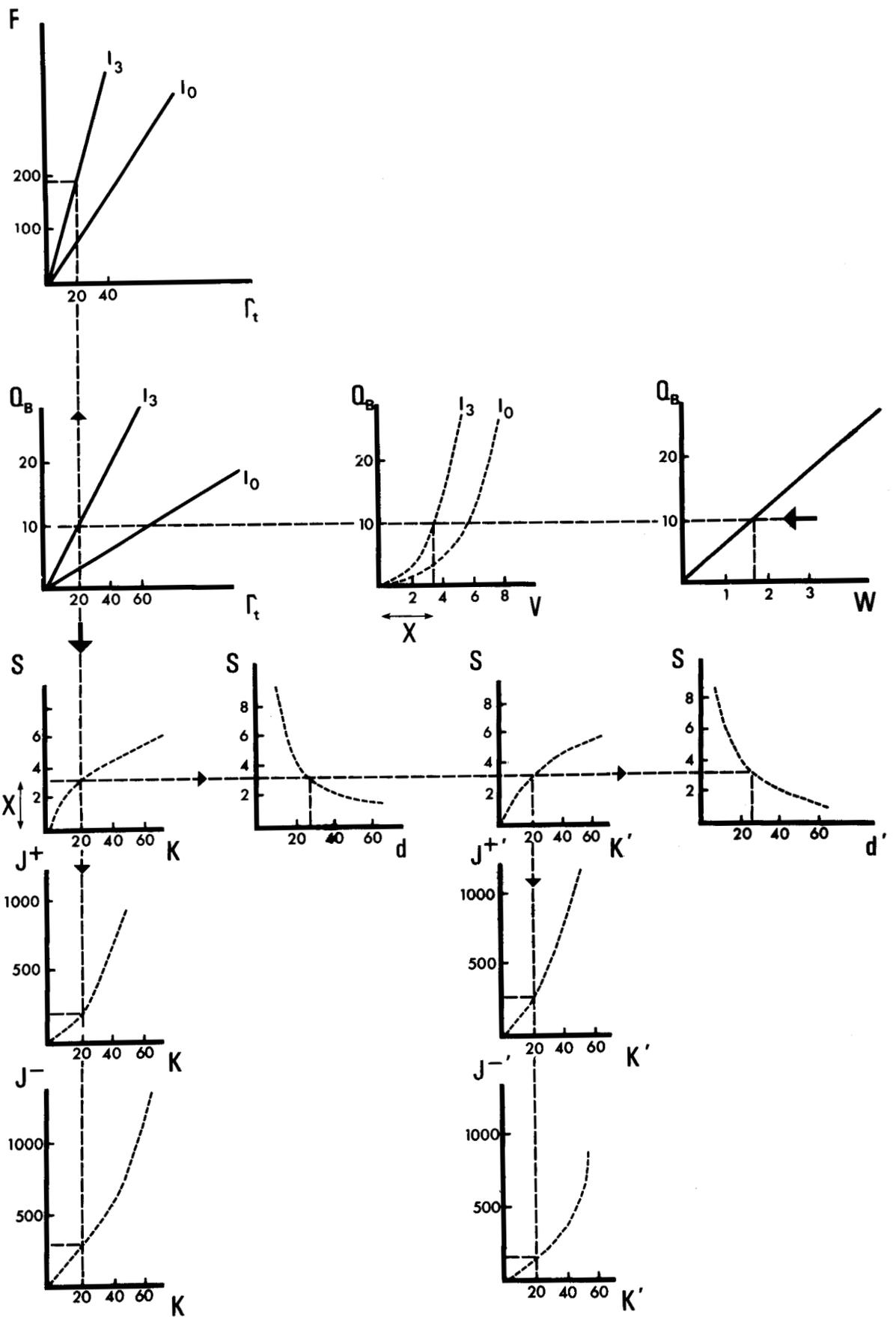
la figure 34 où sont reportées les huit relations concernant les paramètres de forme du mouvement à arrêt par visée, (v. chapitre II) qui, on le voit, s'impliquent mutuellement.

En définitive, connaître  $Q_B$ , c'est connaître le plan de coopération musculaire et la forme exacte du mouvement. Un tel résultat est, somme toute, assez remarquable. Il pourrait en outre, si nos considérations de la p.79 étaient vérifiées, se retrouver dans le cas plus général des mouvements monoarticulaires, exécutés dans des conditions d'exigences perceptives semblables à celles de la présente expérimentation. Il constitue, en tout cas, le reflet de la régulation, très précise, du mouvement étudié, en fonction du but de celui-ci.

## 2 - Interprétation de nos résultats par rapport à ceux de FELDMAN (1966)

Nous allons essayer d'interpréter ces résultats à partir des travaux de FELDMAN (1966 a, b) où le problème du contrôle de la position de l'articulation du coude (conditions statiques) et celui du contrôle du mouvement (conditions dynamiques) sont envisagés.

L'hypothèse de départ de cet auteur pourrait être que, indépendamment des ordres lancés à l'agoniste par les routes  $\alpha$  et  $\gamma$ , un ordre  $\gamma$  est lancé aux antagonistes. Celui-ci a pour effet de préréglé le seuil ( $\rho$ ) à partir duquel les fuseaux de l'antagoniste commenceront à décharger lors de leur étirement.



- Fig. 34 -

Mise en évidence de la relation entre l'EMG intégré du biceps et les paramètres de forme du mouvement de flexion à arrêt par visée. (v. commentaire dans le texte).

Ainsi, si la longueur ( $L$ ) du muscle antagoniste est supérieure à  $\lambda$ , le muscle se contracte sinon il est passivement étiré.

FELDMAN étudie tout d'abord l'arrêt d'un mouvement de flexion passif du coude exécuté dans un plan horizontal à une position prédéterminée. Celle-ci est supposée acquise au cours de quelques mouvements préalables. A cet effet, l'articulation est soumise à un couple moteur externe ( $M$ ) et sans qu'il leur soit possible de contrôler visuellement la position de leur avant-bras, les sujets doivent arrêter le mouvement à la position prédéterminée c'est-à-dire à un angle  $\alpha$  compté par rapport à la position initiale. Par rapport à la position finale requise, il apparaît une erreur qui varie de 10 à 40 degrés selon la position initiale de l'articulation. La position finale  $\alpha_i$  reste ensuite maintenue en dépit du fait que  $M$  continue à augmenter. FELDMAN (1966 a) assigne donc une valeur de  $\lambda$  à chaque position stable  $\alpha_i$  prise par l'articulation et dénommée  $\alpha_i$  " caractéristique invariante statique ".

Ce type de contrôle serait également valable au cours du mouvement. Dans ce cas, les sujets doivent effectuer toujours sans contrôle visuel, des mouvements de flexion du coude limités à une excursion angulaire donnée. Après quelques essais, les conditions d'exécution du mouvement sont changées à l'insu des sujets, par adjonction ou suppression d'une inertie, d'une raideur, d'une résistance constante... Les sujets arrivent à limiter leur excursion angulaire à celle initialement fixée. Le résultat de ces expériences montre, selon FELDMAN, que le changement des conditions initiales n'influe pas sur les " caractéristiques invariantes statiques ". Autrement dit, la valeur de  $\lambda$  resterait inchangée. Ainsi ce qui caractériserait ce type de régulation serait la possibilité

d'aboutir à la position finale imposée indépendamment des conditions d'exécution du mouvement (inertie, raideur, etc...).

Bien que dans nos expériences, l'amplitude des mouvements soit définie par des repères visuels, aucune exigence de précision n'est imposée. En d'autres termes, nous avons étudié des mouvements volontaires très simples dans lesquels la participation consciente du sujet ne pourrait avoir de rôle important qu'au début du mouvement. Il ne nous est donc pas interdit de faire un rapprochement entre nos résultats et ceux de FELDMAN (1966 a, b). On pourrait envisager que le système de contrôle proposé par FELDMAN soit mis en jeu dans ces mouvements unidirectionnels étant donné que l'excursion angulaire est identique pour tous les mouvements, autrement dit la valeur de  $\lambda$  resterait inchangée. Il n'est donc pas invraisemblable qu'un tel système de contrôle pourrait conférer ce caractère d'invariance à la forme des mécanogrammes du mouvement.

### 3 - Mouvement dirigé et mécanisme de l'inhibition réciproque

Dans une telle régulation, 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, l'activité de l'antagoniste est d'autant plus précoce que la force développée par l'agoniste est plus importante.

Nous avons pu observer pour le type R, un recouvrement partiel des EMG des muscles agoniste et antagoniste. On peut donc invoquer ici un phénomène d'adaptation du plan de coopération musculaire qui permet au mouvement de répondre aux conditions qui lui sont imposées, à savoir l'inertie, la vitesse et l'amplitude. Ainsi, l'existence de ce recouvrement partiel des activités électriques des muscles agoniste et antagoniste 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 soit simultanément mis en jeu en même temps que l'agoniste. 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 proprioceptifs 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.

Enfin, il faut 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 morfo-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 marquée ou disparaître dans l'organisation de certains mouvements volontaires.

A l'appui de cette thèse, SLAVUTSKY (1969) confirme à partir d'un modèle bioélectrique du contrôle du mouvement, que la coordination musculaire n'est pas détermininée 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. C'est le cortex sensorimoteur qui pourrait éventuellement inhiber les mécanismes spinaux et plus particulièrement ceux de l'inhibition réciproque.

RESUME - CONCLUSIONS

1 - L'analyse quantifiée de la coordination musculaire au cours du mouvement dirigé a été abordée par l'étude des électromyogrammes et des mécanogrammes. Pour diverses raisons, nous avons été amenés à considérer les mouvements unidirectionnels de flexion et d'extension du coude exécutés dans un plan horizontal. Ce sont des mouvements monoarticulaires effectués de façon continue, sans exigence de précision entre le début et la fin du mouvement. L'exécution de ces mouvements n'est entravée par aucune perturbation extérieure.

L'influence des conditions d'exécution (vitesse, inertie), ainsi que le type d'arrêt (visée ou percussion) et la direction (flexion ou extension) du mouvement sont examinés au cours de quatre expérimentations auxquelles ont participé six sujets. D'une expérimentation à une autre, certains des sujets et certaines des inerties ont varié. L'amplitude angulaire des mouvements est fixée à 40 degrés. L'énergie cinétique développée au cours des mouvements reste toujours inférieure à 2,5 joules, les inerties considérées étant faibles et la vitesse sous-maximale.

2 - Un système mécanique original sur lequel repose l'avant-bras a été conçu afin de reproduire les mouvements de flexion et d'extension du coude en absence de pesanteur. Le système permet de modifier l'inertie de l'ensemble mobile.

Un dispositif expérimental permet la détection et l'enregistrement des valeurs instantanées de l'accélération tangentielle ( $\Theta''$ ), du déplacement ( $\Theta$ ) et de la vitesse ( $\Theta'$ ) angulaires. A partir de certaines constantes biomécaniques et par l'intermédiaire d'un calculateur analogique nous avons pu exprimer les valeurs instantanées de la longueur (L) du biceps et de la force agoniste rapportée au biceps (F).

Nous avons considéré les électromyogrammes de surface du biceps brachii, du triceps et du brachio-radialis. A la détection des EMG, on associe une technique d'intégration qui permet d'avoir une évaluation globale du niveau d'activité du muscle. De plus, un dispositif original permet de transformer les EMG globaux en un tracé continu facilitant ainsi l'examen qualitatif des potentiels musculaires.

3 - L'étude cinématique du mouvement a été abordée par l'examen du tracé accélérométrique qui exprime à chaque instant l'effet de la résultante des forces appliquées au segment corporel. Nous avons eu recours aux possibilités qu'offre une représentation mathématique du mouvement pour étudier la

déformation du tracé accélérométrique en fonction de la rapidité du mouvement et de l'inertie. Par une méthode numérique d'identification de la courbe accélérométrique à une forme trapézoïdale, nous avons montré que cette représentation est adéquate quels que soient les conditions d'exécution (vitesse et inertie), la direction (flexion ou extension) et le type d'arrêt (visée ou percussion) du mouvement.

La détermination de paramètres de la forme du trapèze et l'étude de leurs inter-relations ont permis de dégager trois conséquences importantes du point de vue de l'étude cinématique du mouvement.

En premier lieu, la courbe d'accélération se déforme continûment en fonction d'une seule variable : la vitesse maximum.

En deuxième lieu, l'interdépendance entre la vitesse maximum et les divers paramètres qui caractérisent la forme du (ou des) trapèzes implique que pour un mouvement quelconque, se donner la valeur de la vitesse maximum revient à se donner la forme exacte de toute la courbe d'accélération correspondant au mouvement primaire. Ainsi tout semble se passer comme si le décours de l'accélération est entièrement prédéterminé.

En troisième lieu, il faut souligner que les propriétés précédentes se rencontrent indépendamment, non seulement de la direction du mouvement et du sujet examiné, mais encore de l'inertie. Seul est manifeste l'effet du type d'arrêt - percussion ou visée -.

4 - Par l'étude électromyographique de l'activité des muscles agonistes et antagonistes, nous avons déterminé dans quelle mesure cette activité électromyographique dépend des conditions d'exécution (vitesse et inertie) et du type d'arrêt (visée ou percussion). En ce qui concerne la coordination biceps-triceps, quels que soient la direction du mouvement (flexion ou extension), l'inertie et le sujet, surviennent successivement, à mesure que la vitesse augmente, trois types de plans de coopération musculaire : a) le type L, caractérisé par une activité continue de l'agoniste, à laquelle peut être essentiellement associée une activité faible et peu soutenue de l'antagoniste ; b) le type S, caractérisé par une activité phasique successive de l'agoniste et de l'antagoniste, comportant un silence électrique commun ; c) le type R, caractérisé par un recouvrement partiel des activités phasiques de l'agoniste et de l'antagoniste.

Une quantification des limites des types de plans de coopération biceps-triceps a été tentée. On constate que les limites du type S se conservent, pour un sujet donné, indépendamment de l'inertie : à chacune des limites du type S, correspond une valeur, et une seule, de la force agoniste. Les résultats obtenus sont comparables à ceux de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) et les complètent puisqu'il est possible de lier la survenue de chaque type de plan de coopération à la force développée par les agonistes. La consistance et la limite de la classification proposée sont discutées. Il apparaît que cette classification serait valable pour tous les mouvements unidirectionnels

Quant à la coordination biceps-brachioradialis on a pu établir que le rapport  $Q_{BR}/Q_B$  augmente avec le travail mécanique. L'allure de cette relation est liée au fait que le biceps et le brachioradialis ont deux fonctions différentes : le biceps est un muscle à effet essentiellement " rotateur " tandis que le brachioradialis a, de surcroît, un rôle primordial dans la stabilisation de l'articulation.

Il est donc possible de caractériser de manière quantitative les modalités selon lesquelles agonistes et antagonistes coopèrent à l'exécution d'un mouvement dirigé. Ces modalités dépendent des conditions d'exécution du mouvement et du type d'arrêt.

6 - La consistance des résultats permet de confronter la forme du mouvement aux forces musculaires - passives ou actives - qui la déterminent. Des éléments d'explication sont avancés sur la nature des rapports entre l'évolution des paramètres de forme du mouvement et celle des caractères de l'activité musculaire. Il apparaît que certains arguments sont en faveur d'une prédétermination du mouvement. A l'appui de cette hypothèse, certaines données expérimentales de FELDMAN sont invoquées.

Ces conclusions se limitent au type de mouvement étudié dans ce présent travail. Il s'agit de mouvement comportant principalement une régulation de vitesse.



- BASMAJIAN, J.V. et TRAVILL, A. (1961). Electromyography of the pronator muscles in the forearm. *Anat. Rec.*, 139, 45-49.
- BEEVOR, C. (1909). *Ergebn. Physiol.*, VIII, 326.
- 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.
- 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., 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., DENIMAL, J. et SOULA, C. (1963). Relation entre l'accélération d'un raccourcissement musculaire et l'activité électromyographique intégrée. *J. Physiol.*, Paris, 55, 203.
- BOUISSET, S., GOUBEL, F. et LESTIENNE, F. (1968). Tension-length curve at variable velocity in normal human muscle. *J. Physiol.*, London, 197, 46-47 P.
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1970). Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours du mouvement volontaire. *Rev. Neurol.*, 122, 6, 427-429.
- BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1889). Die rotationsmomente der beugemuskeln am ellbogengelenk des menschen. *Abhandl. d. K. S. Ges. d. Wiss.*, 26, 245-310.
- BRICHČÍN, M. (1966). Teoretické a metodologické problémy výzkumů průběhu volních pohybu. *Acta Univ. Carolinae, monographia XII*, Praha, 1 vol., 164 p.

- BRICHČIN, M. et POLAK, O. (1969). Kinesiographic technique used for the study of human motor activity. *Activ. Nerv. Sup.*, 11, 4, 305-309.
- BUCHTHAL, F. et SCHMALBRUCH, H. (1970). Contraction times of twitches evoked by H-Reflexes. *Acta Physiol. Scand.*, 80, 378-382.
- CAVAGNA, G.A. et MARGARIA, R. (1964). Meccanica della contrazione del muscolo previamente sottoposto a stiramento. *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*, 40, 25 bis, 2051-2054.
- CLEMENT, P. (1970). Influence de la largeur d'une cible sur l'efficience et la précision de la visée. *Mémoire psych. exp.*, Fac. Sc., Lille, 1 vol., 30 p.
- CNOCKAERT, J.C. (1968). Etude de l'organisation d'un mouvement simple de va-et-vient. Application à la recherche d'un rythme optimal. Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sc., Lille, 1 vol., 49 p. dactyl.
- COMEAU, C.E. (1967). An electromyographic case study to determine the effect of practice on the coordinated of selected muscle. *Dissert. Abstr.*, A, USA, 27, 2371-2372.
- DEMPSTER, W.T. et FINERTY, J.C. (1947). Relative activity of wrist moving muscles in static support of the wrist joint : an electromyographic study. *Amer. J. Physiol.*, 150, 596-606.
- DENIMAL, J. (1964). Le mouvement de percussion. Relation entre l'électromyographie intégrée et l'accélération. Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sc., Lille, 1 vol., 62 p. dactyl.
- 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.

- DUCHENNE de BOULOGNE, G.B.A. (1867). Physiologie des mouvements. Paris, BAILLIERE édit., 1 vol., 872 p.
- 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., BRODY, H. et PETRILLI, A. (1931). The tension developed by human muscles at different velocities of shortening. *Amer. J. Physiol.*, 97, 1-14.
- FESSARD, A. (1927). Le mouvement volontaire. CHAINE édit., 1 vol., 69 p.
- FEUER, D. (1967). Intégrateur convertisseur (analogique-numérique). Application à l'évaluation de l'activité électrique cellulaire. *J. Physiol., Paris*, 59, 319-321.
- GELLHORN, E. (1947). Patterns of muscular activity in man. *Arch. Phys. Med.*, 28, 568-574.
- 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. Sc., 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. et BOUISSET, S. (1967). Relation entre l'activité électromyographique intégrée et le travail mécanique effectué au cours d'un mouvement monoarticulaire simple. *J. Physiol., Paris*, 59, 241.

- GOUBEL, F., BOUISSET, S. et LESTIENNE, F. (1970).  
Determination of muscular compliance in the course  
of movement. Biomechanics II, 2nd Int. Seminar,  
Eindhoven, 1969, KARGER édit., Bâle, sous presse.
- GOUBEL, F., LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1968).  
Détermination dynamique de la compliance musculaire  
in situ. J. Physiol., Paris, 60, suppl.1, 255.
- GRANIT, R. (1968). The functional role of the muscle. Spindle's  
Primary End Organs. Proc. Roy. Soc. Med., 61,  
1, 69-78.
- HERING, H.E. (1898). Pflügers Arch. ges. Physiol., LXX, 559.
- HILL, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic  
constants of muscle. Proc. Roy. Soc. B., 126,  
136-195.
- HILL, A.V. (1940). The dynamic constants of human muscle.  
Proc. Roy. Soc. B., 128, 263-274.
- HOUK, J. et HENNEMAN, E. (1967). Feedback control of  
skeletal muscles. Brain Research, 5, 433-451.
- HUXLEY, A.F. (1957). Muscle structure and theories of  
contraction. Progr. Biophys., 7, 255-318.
- LESTIENNE, F. (1967). Recherche et signification de la  
représentation mathématique d'un mouvement mono-  
articulaire. Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sc., Lille,  
1 vol., 66 p. dactyl.
- LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1968). Pattern temporel de  
la mise en jeu d'un agoniste et d'un antagoniste en  
fonction de la tension de l'agoniste. Rev. Neurol.,  
Paris, 118, 550-554.
- LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1970). Quantification of the  
biceps-triceps synergy in simple voluntary movements.  
Communication au Symposium Acad. Sci. Bulgar.,  
" Visual information processing and control of motor  
activity ", Sofia, Juillet 1969, (sous presse).

- LESTIENNE, F. et GOUBEL, F. (1969). Contribution relative de deux agonistes à un travail avec et sans raccourcissement. *J. Physiol.*, Paris, 61, suppl.2, 342-343.
- LIVINGSTON, R.B., PAILLARD, J., TOURNAY, A. et FESSARD, A. (1951). Plasticité d'une synergie musculaire dans l'exécution d'un mouvement volontaire chez l'homme. *J. Physiol.*, Paris, 43, 605-619.
- LONG, C., CONRAD, P.W., HALL, E.A. et FURLER, S.L. (1970). Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. An electromyographic study. *J. Bone Jt Surg.*, 52-A, 853-867.
- MAC CONAILL, M.A. (1946). Some anatomical factors affecting the stabilising functions of muscles. *Irish J. Med. Sci.*, 6, 160-164.
- MAC CONAILL, M.A. (1949). The movements of bones and joints. 2. Function of the musculature. *J. Bone Jt Surg.*, 31-B, 100-104.
- 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.
- MARGARIA, R. (1968). Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol.*, 25, 339-351.
- 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.
- MORECKI, A., EKIEL, J., FIDELUS, K. et NAZARCZUK, K. (1966). Teoretyczne i doświadczalne badania współdziałania układu mięśni kończyny górnej w roarkach statycznych i dynamicznych. *Archiwum Budowy Maszyn*, 13, 329-355.

- PAILLARD, J. (1960). The patterning of skilled movements. in FIELD, J., Handbook of Physiology, sect.1, Neurophysiol., vol.III, Amer. Physiol. Soc., Washington, D.C., 1679-1708.
- 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. et BOUISSET, S. (1965). Vitesses comparées d'un mouvement simple effectué à cadence spontanée et à cadence économique. J. Physiol., Paris, 57, 677-678.
- 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 LESTIENNE, F. (1968). Caractères électromyographiques d'un mouvement monoarticulaire exécuté à vitesse maximale. J. Physiol., Paris, 60, suppl.2, 513.
- PRINGLE, J.W.S. (1960). Models of muscle, in Models and analogues in biology. Symp. Soc. Exper. Biol., CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS édit., 14, 41-68.
- SATO, M. (1963). Electromyographical study on skilled movement. J. Fac. Sc. Univ. Tokyo, V, II, 4, 323-369.
- SCHERRER, J. et MONOD, H. (1960). Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme. J. Physiol., Paris, 52, 419-501.

- SHERRINGTON, C. (1906). Integrative action of the nervous system. Charles Scribner's Sons, N.Y., réimpr. Londres, 1947, CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS édit.
- SLAVUTSKY, J.L. (1969). Investigation of some elements of creation a motional habit and control by movements on the bio-electrically controlled models. Communication au Symposium Acad. Sci. Bulgar. " Visual information processing and control of motor activity ", Juillet 1969, Sofia, sous presse.
- SPERRY, R.W. (1939). Action current study in movement coordination. J. Gen. Psychol., 20, 295-313.
- 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.
- TRAVILL, A.A. (1962). Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm. Anat. Rec., 144, 373-376.
- TRAVILL, A. et BASMAJIAN, J.V. (1961). Electromyography of the supinators of the forearm. Anat. Rec., 139, 557-560.
- TOURNAY, A. et FESSARD, A. (1945). Analyse électromyographique de quelques mouvements volontaires. Assoc. Fse Avanc. des Sc., 3, 514-517.
- TOURNAY, A. et FESSARD, A. (1948). Etude électromyographique de la synergie entre l'abducteur du pouce et le muscle cubital postérieur. Rev. Neurol., 80, 631.
- TOURNAY, A. et PAILLARD, J. (1952). Nouvelles recherches électromyographiques sur les synergies musculaires normales. Analyse polygraphique. Rev. Neurol., 86, 2, 165-168.
- UNIVERSITE DE CALIFORNIE (1947). Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs, 2 vol.

- VREDENBREGT, J. and WESTHOFF, J.M. (1963). The dynamic behaviour of human muscle. Institute for Perception Research, Eindhoven, rept n°28, 21 p.
- VREDENBREGT, J. et KOSTER, W.G. (1966). Some aspects of muscle mechanics in vivo. IPO Annual Progress Report, 1, 94-100.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925). Beitrage zur Physiologie der willkürlichen bewegung. II Mitteilung : über die Form der Muskeltatigkeiten bei der Ausführung einfacher wilkürlicher Einzelbewegungen. Allgemeines. Die Agosnisten. 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. Pflüger's Archiv. f. d. ges. Physiol., 212, 666-675.
- WACHHOLDER, K und ALTENBURGER, H. (1926 b). Beitrage zur Physiologie der willkürlicher Bewegung. X Mitteilung : einzelbewegungen. Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol., 214, 642-661.
- WACHHOLDER, K. (1928). Willkürliche Haltung und Bewegung insbesondere im Lichte elektrophysiologischen Untersuchungen. Ergebn. Physiol., 26, 568-775.
- WAGNER, R. (1925). Über die Zusammenarbeit der antagonistien bei der Willkürbewegung. II Mitteilung : Gelenkfixierung und versteifte Bewegung. Zeitschr. J. Biol., 83, 120-144.
- WIESENDANGER, M., SCHNEIDER, P. und VILLOZ, J.P. (1967). Elektromyographische analyse der raschen Willkürbewegung. Schweiz. Arch. Neurol. Neurochir. Psychiat., 100, 88-99.
- WILKIE, D.R. (1950). The relation between force and velocity in human muscle. J. Physiol., London, 110, 249-280.

WINSLOW, J.B. (1732). Exposition anatomique de la structure du corps humain. Paris, DESPREZ édit., 1 vol., 740 p.

WRIGHT, S. (1952). Applied Physiology, 9e édit., Oxford Univ. Press., London, 1 vol., 1190 p.

YUSEVICH, Y.S. (1958). The significance of "global" electromyography for analysing the pathological mechanisms of spastic paralysis. Electromyography, 8, 135-157.

NOMENCLATURE

-----

- a - distance de l'axe de rotation du coude par rapport à l'insertion inférieure du biceps
- b - distance de l'axe de rotation du coude par rapport à l'insertion supérieure du biceps
- b\* - temps nécessaire pour atteindre, à partir de l'onde d'accélération, le maximum d'accélération (représentation mathématique)
- b\*' - temps nécessaire pour atteindre, à partir de l'onde de décélération, le maximum de décélération (représentation mathématique)
- d - durée totale de la phase d'accélération (représentation mathématique)
- d' - durée de la phase de décélération (représentation mathématique)
- EMG B - électromyogramme global du biceps brachii
- EMG BR - électromyogramme global du brachioradialis
- EMG T - électromyogramme global du triceps
- EMGe B - enveloppe de l'électromyogramme global du biceps

- EMGe BR - enveloppe de l'électromyogramme global du brachioradialis
- EMGe T - enveloppe de l'électromyogramme global du triceps
- F - force agoniste
- $f_t$  - force tangentielle
- $f_r$  - force centripète
- I - moment d'inertie
- $I_{MAB}$  - moment d'inertie de l'avant-bras et de la main
- $I_0$  - moment d'inertie du système mécanique mobile
- $I_1, I_2, I_3$   
 $I_4$  et  $I_5$  - moment d'inertie du système mécanique mobile pour des surcharges respectives de 1 kg, 2 kg, 3 kg, 4 kg et 5 kg
- $J^+$  - jerk correspondant à la phase de croissance de l'accélération (représentation mathématique)
- $J^{+'}$  - jerk correspondant à la phase de croissance de la décélération (représentation mathématique)
- $J^-$  - jerk correspondant à la phase de décroissance de l'accélération (représentation mathématique)
- $J^{-'}$  - jerk correspondant à la phase de décroissance de la décélération (représentation mathématique)
- K - valeur du maximum d'accélération (représentation mathématique)
- $K'$  - valeur du maximum de décélération (représentation mathématique)
- L - longueur du biceps
- $L_0$  - longueur du biceps pour la position  $\alpha_0$

- M - couple moteur externe
- O - axe de rotation du coude
- Q<sub>B</sub> - quantité d'électricité intégrée du biceps
- Q<sub>BR</sub> - quantité d'électricité intégrée du brachioradialis
- Q<sub>T</sub> - quantité d'électricité intégrée du triceps
- S - surface du trapèze correspondant à l'onde d'accélération (représentation mathématique)
- S' - surface du trapèze correspondant à l'onde de décélération (représentation mathématique)
- S<sub>B</sub> - surface correspondant à la phase de croissance de l'accélération (représentation mathématique)
- u - vitesse de raccourcissement du biceps
- V - valeur de la vitesse maximum
- W - travail mécanique développé pendant la phase d'accélération
- x - bras de levier
- X - durée du palier correspondant à l'accélération maximum (représentation mathématique)
- X' - durée du palier correspondant à la décélération maximum (représentation mathématique)
- $\alpha$  -  $\alpha_0 + \theta$
- $\alpha_0$  - position de départ du segment repérée par rapport à sa position d'extension forcée
- $\alpha_R$  - angulation moyenne autour de laquelle s'effectuent les mouvements

- $\gamma_t$  - amplitude maximum de la première onde des mouvements secondaires (tracé expérimental)
- $\Gamma_t$  - valeur du maximum d'accélération (tracé expérimental)
- $\epsilon$  - décalage goniométrique en fin de mouvement entre le tracé expérimental et celui déduit de la représentation mathématique
- $\lambda$  - longueur de référence du muscle à partir de laquelle il est excité (d'après FELDMAN, 1968)
- $\theta$  - déplacement angulaire instantané
- $\theta_A$  - déplacement angulaire au temps A (représentation mathématique)
- $\theta_B$  - déplacement angulaire au temps B (représentation mathématique)
- $\theta_C$  - déplacement angulaire au temps C (représentation mathématique)
- $\theta'$  - vitesse angulaire instantanée
- $\theta'_A$  - vitesse angulaire au temps A (représentation mathématique)
- $\theta'_B$  - vitesse angulaire au temps B (représentation mathématique)
- $\theta'_C$  - vitesse angulaire au temps C (représentation mathématique)
- $\theta''$  - accélération tangentielle instantanée
- $\theta_d$  - valeur du déplacement angulaire correspondant au maximum de vitesse (tracé expérimental)
- $\theta_{d'}$  - valeur du déplacement angulaire correspondant au point D'
- $\theta'_{d'}$  - valeur de la vitesse angulaire correspondant au point D'

'DEBUT'

'REEL' T, TD, H, TB, K, A, B, C, D, TETAA, TETAPA, TETAB, TETAPB,  
TETAC, TETAPC, TETAS, TETAP, TETA, TO : :

BIDON (TO, H, TB, TETAA, TETAPA) : :

LECTURE : BIDON (K, A, B, C, D) : :

IMPRIMER ('OUV' K = 'FER', K, 'OUV'A = 'FER', A, 'OUV' B = 'FER', B,  
'OUV' C = 'FER', C) : :

'POUR' T : = TO 'PAS' H 'JUSQUA' TB 'FAIRE'

'DEBUT'

'SI' T 'IFG' B 'ALORS' 'ALLER A' UN 'SINON'

'SI' T 'IFG' C 'ALORS' 'ALLER A' DEUX 'SINON'

'SI' T 'IFG' D 'ALORS' 'ALLER A' TROIS 'SINON'

'DEBUT' TO : = D : :

'ALLER A' LECTURE : : 'FIN' : :

UN : TETAS : =  $K * (T-A) / (B-A)$  : :

TETAP : =  $TETAPA + K * (T-A) * (T-A) / 2 / (B-A)$  : :

TETA : =  $TETAA + TETAPA * (T-A) + K * (T-A) ** 3 / 6 / (B-A)$  : :

'SI' T = B 'ALORS'

'DEBUT' TETAB : = TETA : :

TETAPB : = TETAP : :

'FIN' 'SINON'

'ALLER A' IMPRESSION : :

DEUX : TETAS : = K : :

TETAP : =  $TETAPB + K * (T-B)$  : :

TETA : =  $TETAB + TETAPB * (T-B) + K * (T-B) * (T-B) / 2$  : :

'SI' T = C 'ALORS'

'DEBUT' TETAC : = TETA : :

TETAPC : = TETAP : :

'FIN' 'SINON'

'ALLER A' IMPRESSION : :



Annexe I

TROIS : TETAS :=  $K^*(T-D)/(C-D) : :$

TETAP := TETAPC +  $K^* ((T-D)^*(T-D) - (C-D)^*(C-D))/2/(C-D) : :$

TETA := TETAC + TETAPC\*(T-C) +  $K^* ((T-D)^{**} 3 - (C-D)^{**} 3)/6/$   
 $(C-D) - K^* (C-D)^* (T-C)/2 : :$

'SI' T = D 'ALORS'

'DEBUT' TETAA := TETA : :

TETAPA := TETAP : :

IMPRIMER ('OUV' T 'FER', 'OUV' 'FER', 'OUV' 'FER',  
'OUV' TETA S 'FER', 'OUV' 'FER', 'OUV' 'FER', 'OUV' TETA  
P 'FER', 'OUV' 'FER', 'OUV' 'FER', 'OUV' TETA 'FER') : :

IMPRIMER (T, TETAS, TETAP, TETA) : :

'FIN' 'SINON'

IMPRESSION : IMPRIMER (T, TETAS, TETAP/0.16.TETA) : :

'FIN' 'FIN'

SYNTAXE CORRECTE





## Annexe III

SUJET		INERTIE kg.m <sup>2</sup>	K rad/s.	b 1/100 s.	X 1/100 s.	d 1/100 s.	V rad/s.	S rad/s.
F. G.	flexion	0.099	8.50	21	19	48	2.85	2.85
			19.21	16	5	30	3.36	3.36
			47.60	19	4	25	6.90	6.90
		0.291	5.35	26	13	61	1.98	1.98
			15.40	17	17	37	4.16	4.16
			30	5	6	24.5	4.75	4.57
	extens.	0.099	12.80	15	10	39	3.13	3.13
			13.23	25	12	40	3.44	3.44
			45.60	11	8	21	6.6	6.6
		0.291	6.61	16	15	52	2.22	2.21
			16.87	34	8	44	4.39	4.39
			35	7	11	23	5.95	5.95
F. B.	flexion	0.099	8.82	30	9	50	2.60	2.60
			20.16	8	6	25	3.12	3.12
			57.40	6.5	0.5	16	4.73	4.73
		0.291	5.35	5	31	50	2.17	2.17
			13.54	13	10	37	3.18	3.18
			26.60	11	5	25	3.99	3.99
	extens.	0.099	4.57	18	39	60	2.26	2.26
			17.01	12	6	30	3.06	3.06
			54.60	9	3	18	5.73	5.73
		0.291	4.80	30	36	69	2.52	2.52
			12.91	15	5	37	2.71	2.71
			32.64	11	1	24	4.08	4.08

- Tableau I -

Mouvements à arrêt par percussion.



Annexe III

SUJET		INERTIE kg.m <sup>2</sup>	K	b	X	d	V	S	K'	b'	X'	d'	S'
			rad/s	1/100 s.	1/100 s.	1/100 s.	rad/s.	rad/s.	rad/s/s	1/100 s.	1/100 s.	1/100 s.	rad/s.
F.G.	flexion	0.099	5.04	11	21	44	1.64	1.64	5.98	17	17	43	1.78
			6.30	16	8	44	1.64	1.64	5.98	18	14	42	1.55
			96.00	8	2	13	7.20	7.20	104.00	5	3	13	8.00
		0.291	3.46	15	18	57	1.29	1.29	4.26	18	6	54	1.28
			4.36	18	15	51	1.44	1.44	4.96	24	6	51	1.41
			24	11	5	23	3.36	3.36	22.50	7	9	25	3.82
	extens.	0.099	5.08	12	15	48	1.60	1.60	5.30	15	15	45	1.59
			7.07	16	12	40	1.84	1.84	9.00	14	12	36	2.16
			90.18	8	3	13.5	7.40	7.40	101.00	4	3	15.5	9.34
		0.291	3.05	21	21	63	1.28	1.28	4.06	24	9	54	1.28
			6.33	15	6	12	1.52	1.52	5.30	18	6	51	1.51
			29.50	6	5	21	3.83	3.83	27.00	8	4	28	4.32
F.B.	flexion	0.099	4.97	27	9	57	1.64	1.64	7.50	21	9	39	1.68
			23.00	7	1	25	2.99	2.99	25.50	12	3	25	3.57
			62.11	4.5	3.5	13.5	5.28	5.28	52.36	5.5	4	18	5.75
		0.291	3.48	21	9	60	1.20	1.20	4.60	24	9	57	1.51
			15.43	15	4	30	2.62	2.62	9.13	12	14	48	2.93
			45.60	5	3	17	4.56	4.56	24.40	7	9	31	4.88
	extens.	0.099	2.83	9	27	54	1.15	1.15	3.78	33	12	54	1.25
			20.48	14	6	27	3.38	3.38	25.92	5	4	21	3.24
			53.00	7	5	16	5.56	5.56	62.50	4	4	17	6.56
		0.291	3.20	24	24	66	1.44	1.44	6.46	21	3	54	1.84
			9.76	13	15	35	2.44	2.44	11.00	9	9	35	2.42
			43.12	6	5	18	4.96	4.94	35.50	3	4	28	5.68

- Tableau II -

Mouvements à arrêt par visée.



Annexe III

SUJET		INERTIE kg.m <sup>2</sup>	K	b	X	d	V	S	K'	b'	X'	d'	S'
			rad./s.	1/100 s.	1/100 s.	1/100 s.	rad./s.	rad./s.	rad./s.	1/100 s.	1/100 s.	1/100 s.	rad./s.
F. L.	flexion	0.099	8.18	16	12	36	1.96	1.96	8.82	9	14	30	1.94
			15.75	18	4	30	2.67	2.67	16.06	8	8	28	2.99
			41.60	8	3	17	4.16	4.16	32.50	3	4	19	3.68
		0.169	5.04	30	8	48	1.41	1.41	3.48	10	18	54	1.25
			7.08	18	8	42	1.95	1.97	9.70	10	4	40	2.13
			27.80	14	3	24	3.75	3.75	28.90	6	4	22	3.76
		0.232	4.41	10	18	48	1.45	1.45	5.04	16	8	54	1.56
			11.97	17	7	34	2.45	2.45	15.12	9	9	33	3.17
			30.80	10	3	21	3.54	3.70	24.40	5	4	30	4.15
		0.291	5.67	16	14	42	1.70	1.70	6.91	12	16	44	2.07
			13.86	14	7	31	2.63	2.63	15.12	8	6	37	3.25
			30.80	12	2	22	3.70	3.69	26.60	4	6	28	4.52
F. G.	flexion	0.099	5.46	16	22	54	1.31	1.31	4.41	16	16	50	1.45
			11.02	17	4	34	2.09	2.09	16.00	16	2	26	2.24
			35.00	11	3	21	4.20	4.20	56.00	6	2	15	4.76
		0.169	2.20	14	36	68	1.17	1.17	4.41	24	12	52	1.41
			11.65	11	9	32	2.40	2.40	16.38	9	9	29	3.11
			36.40	15	1	23	4.37	4.37	54.60	7	2	19	5.73
		0.232	3.15	32	12	68	1.26	1.26	6.30	16	2	44	1.45
			3.15	34	24	68	1.45	1.45	7.56	16	8	46	2.01
			12.60	18	6	36	2.65	2.65	16.10	8	6	38	3.54
		0.291	1.89	20	38	72	1.04	1.04	2.52	8	36	56	1.15
			8.50	20	8	40	2.08	2.04	9.45	10	12	40	2.45
			24.50	16	2	27	3.55	3.55	30.10	7	5	27	4.81

- Tableau III -

Mouvements à arrêt par visée.



Annexe IV

		a	b	l	Type L		Type S		Type R	
					l <sub>t</sub>	F	l <sub>t</sub>	F	l <sub>t</sub>	F
EXPERIENCE N°1	F.B.	0.0448	0.2912	0.156	0.37	9.2	0.99	24.2	5.46	130.8
					0.86	21.2	4.37	109.45	6.55	161.0
				0.219	0.35	8.6	1.04	25.5	4.98	120.9
					0.69	17.2	4.60	111.4	6.71	162.2
	F.G.	0.0423	0.2750	0.148	0.35	9.1	0.82	21.8	3.39	86.1
					0.59	15.6	1.53	39.4	5.74	150.0
				0.212	0.34	8.8	1.34	34.6	3.71	94.9
					0.67	17.1	2.97	76.5	5.94	155.2
	J.C.C.	0.0469	0.3048	0.171	0.20	4.8	1.49	34.5		
					1.35	31.4	6.58	151.3		
				0.234	0.37	8.7	1.66	38.7	6.96	160.0
					1.48	34.7	6.55	152.1	7.37	169.4
EXPERIENCE N°2	F.B.	0.0448	0.2912	0.083	0.26	6.6	0.92	22.6	4.66	112.5
					0.66	16.9	1.64	39.8	8.72	214.3
				0.278	0.44	10.9	1.32	32.3	9.24	223.5
					0.88	21.5	4.61	111.7	15.08	356.5
	F.G.	0.0423	0.2750	0.076	0.06	1.6	0.87	21.6	3.59	89.9
					0.54	14.1	1.08	27.8	7.18	180.2
				0.271	0.21	5.6	1.08	28	5.69	144.8
					0.86	21.1	2.96	76.3	9.01	229
	J.C.C.	0.0469	0.3048	0.098	0.232	5.5	1.55	36.4	7.20	169
					0.77	18.2	2.79	65.4	9.80	225.3
				0.296	0.46	10.8	2.78	65.3	9.23	209.9
					1.39	32.9	5.56	129.9	18.46	423.5
EXPERIENCE N°3	E.P.	0.0448	0.2912	0.099				36.4		166
						21		161		212.8
				0.294				33.75		187
						30.2		168		532.8
	J.D.	0.0452	0.2938	0.080				33.6		137.2
						25.2		84		162.4
				0.275				33.75		139.8
						33.8		108.2		233.1
	F.G.	0.0423	0.2750	0.076				21.5		76.5
						19		72		194
				0.271				22.5		120
						22		75		330

BUS  
LILLE