

50376
1970
110

50.376
1970
110

THÈSE

présentée à la

FACULTÉ DES SCIENCES DE LILLE

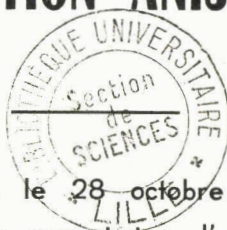
pour obtenir le titre de

DOCTEUR EN PHYSIOLOGIE ANIMALE
(3^E CYCLE)

par

FRANCIS GOUBEL

ÉTUDE ET SIGNIFICATION DES RELATIONS ENTRE L'ACTIVITÉ ÉLECTROMYOGRAPHIQUE INTÉGRÉE ET DIVERSES GRANDEURS BIOMÉCANIQUES EN CONTRACTION ANISOMÉTRIQUE



Soutenue le 28 octobre 1970
devant la commission d'examen

MM. V. BLOCH,	Président
S. BOUISSET,	Examineur
P. GUILBAULT,	Examineur
J. RICHALET,	Invité

ERRATA

Page 19, ligne 4 : lire 0.228 kg.m^2 au lieu de 0.0228 kg.m^2 .

Page 43 : lire GOUBEL et BOUISSET, 1970 au lieu de GOUBEL
et BOUISSET, 1969.

Page 67, ligne 10 : lire fig.32 au lieu de fig. 35.

Page 91, ligne 5 : il s'agit de la figure 37.

AVANT - PROPOS

Je tiens à remercier tout d'abord le Professeur V. BLOCH qui m'a fait l'honneur d'accepter la présidence du jury de cette thèse.

Je tiens à remercier également le Professeur S. BOUISSET qui, après m'avoir enseigné la Physiologie, a bien voulu m'accueillir dans son Laboratoire et me suggérer ce thème de recherche. Ses conseils et ses critiques m'ont été particulièrement précieux. Qu'il veuille trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance pour toutes les facilités qu'il m'a données afin de mener à bien ce travail et pour l'extrême bienveillance dont il a toujours fait preuve à mon égard.

Je tiens à remercier aussi le Professeur P. GUILBAULT qui m'a fait l'honneur et le plaisir de bien vouloir examiner ce travail. Je lui suis particulièrement reconnaissant d'avoir accepté de siéger à mon jury.

Mes remerciements vont aussi au Docteur J. RICHALET pour l'intérêt qu'il a bien voulu porter à ce travail en participant à mon jury.

Je remercie également Monsieur E. PERTUZON qui m'a initié aux techniques de biomécanique et a été pour moi un appui précieux dans la poursuite de mes travaux.

Je remercie également mes collègues chercheurs pour l'aide qu'ils m'ont apportée et particulièrement Francis LESTIENNE avec lequel j'ai fait mes premières armes. Qu'il trouve ici l'expression de ma sincère reconnaissance pour l'appui chaleureux et efficace qu'il m'a apporté et pour la sympathique atmosphère de travail et d'amitié qu'il a contribué à faire régner dans notre groupe de recherche.

C'est un plaisir pour moi de marquer ma reconnaissance à tous ceux et toutes celles qui m'ont apporté leur collaboration technique :

Georges ATTAGNANT et Gérard DUTRIEUX dont j'ai apprécié la compétence en technique électronique.

Marie-Agnès LAMBLIN-TOP qui a fait preuve de beaucoup d'application et de courage pour le travail fastidieux que constitue le dépouillement systématique de nombreuses variables.

Monsieur COISNE qui a minutieusement perfectionné le système mécanique décrit dans ce mémoire.

Lucy LEBACQ qui a réalisé avec soin une grande partie de l'iconographie.

Brigitte COUSIN dont l'assistance a été particulièrement efficace pour la préparation, la dactylographie et la mise en pages de ce mémoire.

et toutes les personnes qui ont accepté bénévolement de servir de sujets d'expérience.

PLAN

-:-:-:-

	Pages
<u>INTRODUCTION</u>	1
I - Appréciation du niveau d'excitation du muscle	4
1. Techniques d'investigation	4
2. Quantification	5
II - Relations entre l'activité électromyographique et les variables mécaniques de la contraction	8
1. Relation entre l'activité électromyographique et la force	8
2. Relation entre l'activité électromyographique et la vitesse	10
3. Relation entre l'activité électromyographique et le travail mécanique	11
III - Objet du présent travail	13

	Pages
<u>CHAPITRE I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u>	17
I - Technique	17
1. Description du système mécanique	17
2. Détection des variables mécaniques	19
a) déplacement angulaire	19
b) vitesse angulaire	20
c) accélérations tangentielle et radiale	21
3. Calcul de la force et de la longueur du biceps	22
a) expression mathématique de F et L	22
b) calcul des valeurs instantanées de F et L	23
4. Détection de l'activité myoélectrique	24
a) obtention des électromyogrammes globaux	24
b) intégration	26
5. Enregistrement des variables mécaniques et myoélectriques	27
II - Protocole	30
 <u>CHAPITRE II - RESULTATS</u>	 34
I - Allure des tracés expérimentaux	34
1. Allure des tracés électromyographiques	35
2. Allure des tracés mécaniques	36
a) mouvement de percussion	36
b) mouvement à arrêt volontaire	36

	Pages
II - Technique de dépouillement	38
1. Détermination de la durée du mouvement	38
2. Dépouillement des variables mécaniques	38
a) étalonnage de la vitesse	38
b) étalonnage de l'accélération tangentielle	39
3. Dépouillement des activités électriques intégrées	39
III - Relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques	41
1. Relation entre l'EMG intégré et l'accélération	41
2. Relation entre l'EMG intégré et la vitesse	41
3. Relation entre l'EMG intégré et l'énergie cinétique	42
4. Relation entre la vitesse maximum et l'accélération tangentielle maximum	42
5. Relation entre l'EMG intégré et la force	43
IV - Analyse statistique des résultats	44
1. Cas des relations linéaires	44
2. Cas des relations quadratiques	49
3. Comparaison des pentes de deux relations	51
 <u>CHAPITRE III - DISCUSSION</u>	 53
I - Relation entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle maximum	54
1. Relation entre l'accélération tangentielle et la force maximum	55

	Pages
2. Comparaison avec les résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954)	56
3. Relation entre les valeurs instantanées de l'EMG intégré et de la force	58
4. Interprétation en termes de recrutement d'unités motrices	60
 II - Relation entre l'EMG intégré et la vitesse maximum	 62
1. Analyse des résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954)	62
2. Relation entre la force et la vitesse	66
a) relation force-vitesse pour des niveaux d'activité constants	66
b) analyse des résultats de DERN et coll. (1947)	68
c) relation inertie-vitesse	72
 III - Relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique	 74
1. Caractère de généralité de la relation	74
2. Interprétation en termes de recrutement d'unités motrices	75
3. Interprétation d'ordre énergétique	77
a) difficultés du problème	77
b) relation avec la puissance musculaire	77
c) utilisation des courbes force-longueur	79
. description et interprétation des tracés obtenus	79
. interprétation de la relation EMG intégré-travail mécanique	82

	Pages
IV - Etude de la relation pertinente et de sa signification en termes de propriété du Muscle	87
1. Etude des interdépendances pour un type de mouvement donné	87
2. Influence de la finalité du mouvement	89
3. Détermination de la relation pertinente	92
4. Essai d'interprétation des résultats en termes de propriété du Muscle	94
a) étude de la contribution relative du biceps et du brachio-radialis	95
b) interprétation	96
 <u>RESUME - CONCLUSIONS</u>	 99
 <u>BIBLIOGRAPHIE</u>	 103

INTRODUCTION

On sait que la propriété fondamentale d'un muscle est de développer en se contractant une force musculaire s'exerçant contre une résistance extérieure de sens opposé.

Si les deux extrémités du muscle sont fixes, la contraction ne produit aucun raccourcissement extérieur : elle met les fibres musculaires en tension. La contraction est dite statique ou isométrique.

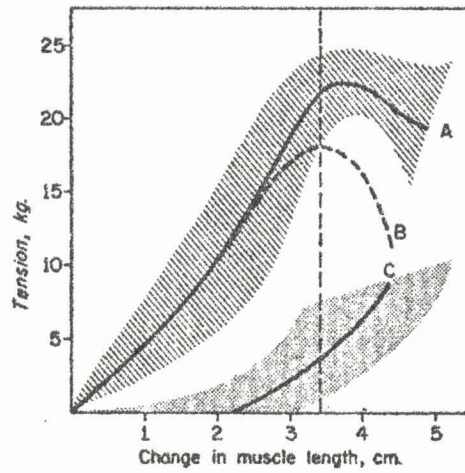
Si une seule des extrémités du muscle est fixe, la force musculaire tend à rapprocher l'extrémité restée libre de celle qui se trouve immobilisée. Cette contraction est dite anisométrique et, si la résistance opposée au muscle est constante, isotonique. Le qualificatif d'anisotonique peut être utilisé dans le cas contraire.

Dans le premier cas, il est possible de tracer une courbe tension-longueur. Cette relation caractéristique s'obtient en mesurant la tension isométrique maximale développée à chaque longueur. Des diagrammes assez semblables ont été décrits sur la fibre isolée (RAMSEY et STREET, 1940 ; BUCHTHAL, 1942), le muscle isolé et téтанisé de grenouille (AUBERT et coll., 1951) ou de rat (CLOSE, 1964 ; WELLS, 1965 ; BAHLER et coll., 1968).

Dans le second cas, il est habituel de considérer la vitesse de raccourcissement et d'étudier sa variation en fonction de la charge soulevée par le muscle : on obtient ainsi la relation force-vitesse bien connue. Décrite à l'origine par FENN et MARSH (1935) et HILL (1938) sur le muscle isolé et tétanisé de grenouille, cette relation a pu aussi être obtenue sur le muscle de mammifère (RITCHIE, 1954). Différentes équations ont été proposées pour rendre compte de cette relation. Les plus connues sont celles de FENN et MARSH (1935), exponentielle, et de HILL (1938), hyperbolique. Ces deux équations et aussi celles de POLISSAR (1952) et de AUBERT (1956) traduisent le fait que lorsque la résistance opposée au muscle augmente, sa vitesse de raccourcissement diminue.

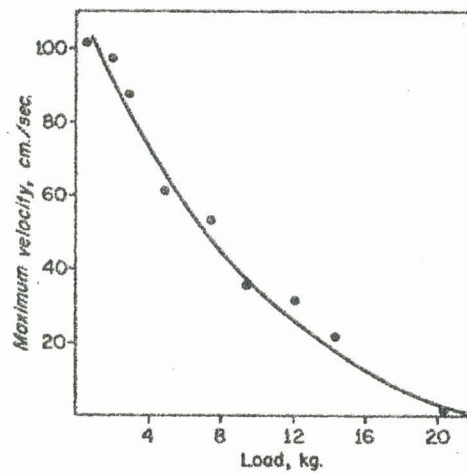
En ce qui concerne le muscle humain, les relations tension-longueur et force-vitesse ont été étudiées essentiellement au cours d'efforts maximaux. Les premiers travaux ont été effectués sur le muscle d'amputé et l'on trouve dans une monographie de l'UNIVERSITE DE CALIFORNIE (1947) des courbes tension-longueur semblables à celles obtenues sur le muscle isolé. Dans les mêmes conditions expérimentales, RALSTON et coll. (1947) ont obtenu des courbes force-vitesse d'allure caractéristique (v. fig. 1). Par la suite, WILKIE (1950) a pu montrer que, chez l'homme normal, l'équation de HILL était applicable à des mouvements maximaux de flexion du coude.

De l'analyse de ces courbes caractéristiques, il ressort que des inter-relations assez complexes existent entre la force, la longueur et la vitesse de raccourcissement d'un muscle. L'étude de ces inter-relations sur le muscle humain impliqué dans un acte moteur naturel n'est pas dépourvue d'intérêt. Elle présente



Relation tension-longueur du muscle triceps brachial
(d'après une monographie de l'UNIVERSITE DE CALIFORNIE, 1947)

A : muscle en contraction maximale, C : muscle au repos, B = A - C, force contractile nette.



Relation force-vitesse du muscle grand pectoral
(d'après RALSTON et coll., 1947)

- Fig. 1 -

Relations tension-longueur et force-vitesse
sur le muscle humain (in RUCH et PATTON, 1965)



notamment l'avantage de permettre de préciser les modalités selon lesquelles le muscle, en tant qu'effecteur, se comporte dans un mouvement naturel en réponse aux incitations du système nerveux central.

Cette étude mécanique du comportement du muscle dans un acte moteur naturel ne peut cependant être envisagée à partir de l'application directe des relations caractéristiques. En effet, ces relations, établies dans le cas de la contraction maximale, ne sont pas nécessairement valables dans le cas de la contraction sous-maximale qui est la caractéristique de la plupart des mouvements naturels. Dès lors, il importe d'étudier ces relations caractéristiques pour différents degrés de contraction, ce qui implique de connaître précisément le niveau d'excitation du muscle.

En premier lieu, nous choisirons donc parmi les différents modes d'appréciation du niveau d'excitation du muscle celui qui nous paraît être le plus approprié pour mener à bien cette étude. Puis, nous pourrons tester sa valeur en tant qu'indice du niveau d'excitation en étudiant la consistance des relations entre cet indice et les variables mécaniques de la contraction. Enfin, parmi les nombreux problèmes posés par l'étude détaillée des propriétés mécaniques du muscle in situ - qui constitue notre objectif à long terme - nous exposerons certains de ceux qu'il semblait nécessaire de résoudre en premier lieu.

I - APPRECIATION DU NIVEAU D'EXCITATION DU MUSCLE

1 - Techniques d'investigation

De nombreux phénomènes électriques sont liés à l'excitation du muscle. Ainsi, l'arrivée de l'influx nerveux au niveau de la jonction neuro-musculaire provoque l'apparition d'un potentiel de plaque (E.P.P.) qui après avoir franchi un niveau critique donnera lieu à un potentiel d'action propagé. Ces différents potentiels et les variations de courants ioniques qui leur correspondent ne peuvent être étudiés que par des techniques d'électrophysiologie cellulaire.

De tous ces phénomènes, on ne peut enregistrer, sur le muscle humain in situ, que les potentiels d'action en rapport avec la mise en jeu des unités motrices. Leur dérivation peut être effectuée soit à l'aide d'électrodes intramusculaires soit à l'aide d'électrodes de surface.

Si la sélectivité des électrodes est convenable - et c'est le cas des électrodes-aiguilles (v. BUCHTHAL, 1957) - les tracés obtenus à l'aide de la première technique constituent des électromyogrammes élémentaires qui permettent des études détaillées au niveau de l'unité motrice (v. BUCHTHAL, 1959) ou même de la fibre musculaire (EKSTEDT, 1964). Par contre les électrodes de surface permettent d'obtenir des électromyogrammes globaux et il semble qu'il soit préférable d'utiliser cette technique pour rendre compte du niveau d'excitation de l'ensemble d'un muscle impliqué dans une activité naturelle, volontaire ou réflexe. En effet, une électrode intramusculaire ne permet de dériver que l'activité de quelques unités motrices dont le nombre dépend évidemment de la sélectivité de l'électrode employée. Ainsi, le champ de

détection d'une électrode de sélectivité moyenne intéresse une dizaine d'unités motrices environ (BOUISSET et MATON, 1970). Il semble donc que l'on ait plus de chance d'approcher l'activité électrique de l'ensemble du muscle en utilisant des électrodes de surface judicieusement placées. Toutefois, cette dernière technique présente l'inconvénient de limiter la détection aux fibres superficielles proches des électrodes (v. BUCHTHAL et coll., 1957 ; PERSON, 1963). Cependant, par la comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours de la contraction statique (MATON et coll., 1969) et de la contraction dynamique (BOUISSET et MATON, 1970), il a pu être montré que, pour une contraction donnée, l'activité des fibres proches de la surface est représentative de l'activité de l'ensemble des fibres impliquées dans cette contraction.

Il semble donc que le niveau global d'excitation puisse être apprécié correctement à partir de l'électromyogramme de surface. Un argument supplémentaire en faveur de l'utilisation d'une telle technique réside dans les commodités évidentes présentées par l'application d'électrodes de surface qui permettent d'éviter aux sujets des sensations douloureuses susceptibles de perturber l'exécution d'un mouvement naturel.

2 - Quantification

Une activité électrique globale se présente sous la forme assez complexe d'une série de variations de potentiels dont l'amplitude et la fréquence varient selon les conditions de la contraction. Pour utiliser l'électromyogramme global comme indice du niveau d'excitation du muscle, il s'avère donc nécessaire d'utiliser des techniques de quantification tenant compte à la fois des variations d'amplitude et de fréquence des potentiels musculaires.

Les premiers essais de quantification n'ont porté que sur l'une de ces deux variables. C'est ainsi que différents auteurs (INMAN et coll., 1944 ; DEMPSTER et FINERTY, 1947 ; KNOWLTON et coll., 1956) ont simplement considéré l'amplitude des variations de potentiels musculaires de part et d'autre de la ligne isoélectrique. Pour que cet indice ait une certaine consistance, il est préférable que l'amplitude du potentiel reste constante un certain laps de temps. L'emploi d'une telle technique ne semble donc applicable qu'à l'étude d'épreuves statiques.

D'autres auteurs (BERGSTRÖM, 1959 ; CLOSE et coll., 1960) ont quantifié l'électromyogramme en estimant la fréquence des variations de potentiels par le comptage des "spikes" excédant un certain voltage prédéterminé. Comme l'ont rappelé PERSON et KUSHNAREV (1963), un tel procédé de quantification n'est à utiliser qu'avec beaucoup de précautions. La détermination du nombre de "spikes" dépend en effet de l'amplification de l'activité myoélectrique et du seuil de voltage fixé pour le comptage.

En dépit des résultats qui ont pu être obtenus en considérant l'un ou l'autre de ces deux indices, il semble qu'il soit préférable d'utiliser des techniques tenant compte à la fois des variations d'amplitude et de fréquence par intégration des potentiels recueillis.

Un premier type d'intégration assez imparfait a été décrit par INMAN et coll. (1952). Afin de transformer l'électromyogramme global en un tracé continu aisément comparable à des variables mécaniques, ces auteurs ont en effet utilisé un circuit électronique qualifié improprement d'intégrateur "for lack of a better name". Le montage, utilisé aussi par ROSENFALCK (1960),

LIBERSON et coll. (1962), DELHEZ et coll. (1964), LESTIENNE (1967), permet en fait d'obtenir l'enveloppe de l'électromyogramme ou "mean voltage" par redressement et filtrage des potentiels musculaires. Divers perfectionnements ont été apportés récemment à la technique de filtrage notamment par DE VRIES (1965), ZUNIGA et SIMONS (1969), GOTTLIEB et AGARWAL (1970). A partir d'arguments contestables, MORECKI et coll. (1966) ont pu obtenir des tracés analogues en calculant des moyennes pondérées de tronçons d'électromyogrammes.

Pour une quantification plus rigoureuse, il est cependant préférable d'utiliser la technique d'intégration de l'électromyogramme global. Cette intégration peut être réalisée soit par une mesure planimétrique de la surface délimitée par les variations du potentiel recueilli (LIPPOLD, 1952), soit à l'aide d'un système électronique intégrateur. Celui-ci est généralement constitué par un étage amplificateur contre-réactionné par un condensateur. Le signal est alors enregistré directement (BRICHIN et coll., 1968) ou employé pour décharger le condensateur à un niveau de charge prédéterminé : l'EMG intégré se traduit alors par des impulsions brèves ou "pips" qu'il suffit de compter. Des dispositifs de ce type ont été mis au point par BATES et COOPER (1954) et FEUER (1967) et utilisés notamment par BIGLAND et LIPPOLD (1954), SCHERRER et coll. (1954), BOUISSET et coll. (1963). Récemment, HARDING et SEN (1969) ont décrit un intégrateur présentant à son entrée un amplificateur opérationnel permettant de sommer les activités électriques de plusieurs muscles avant leur intégration.

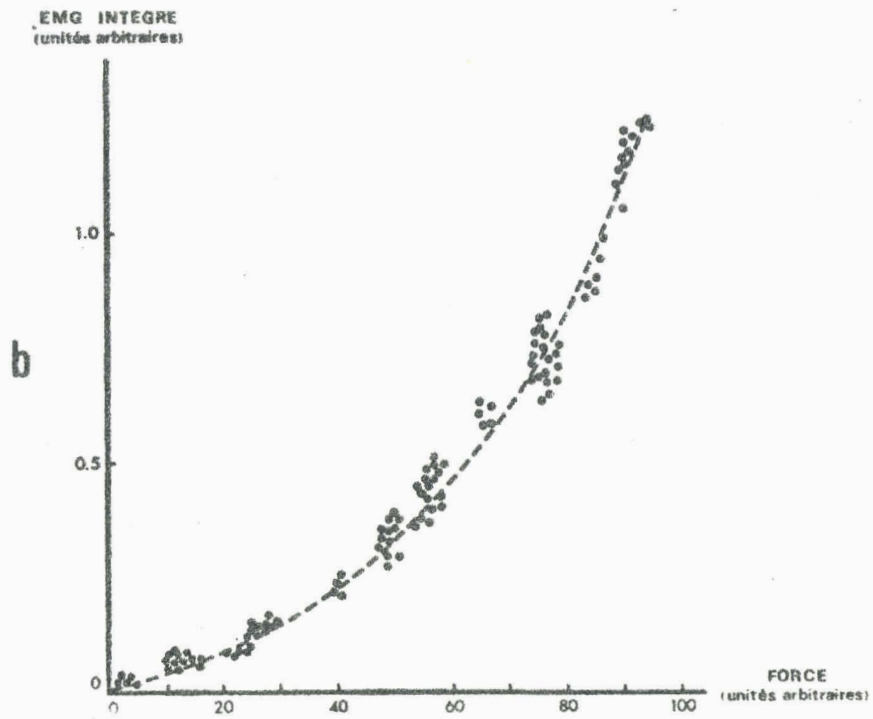
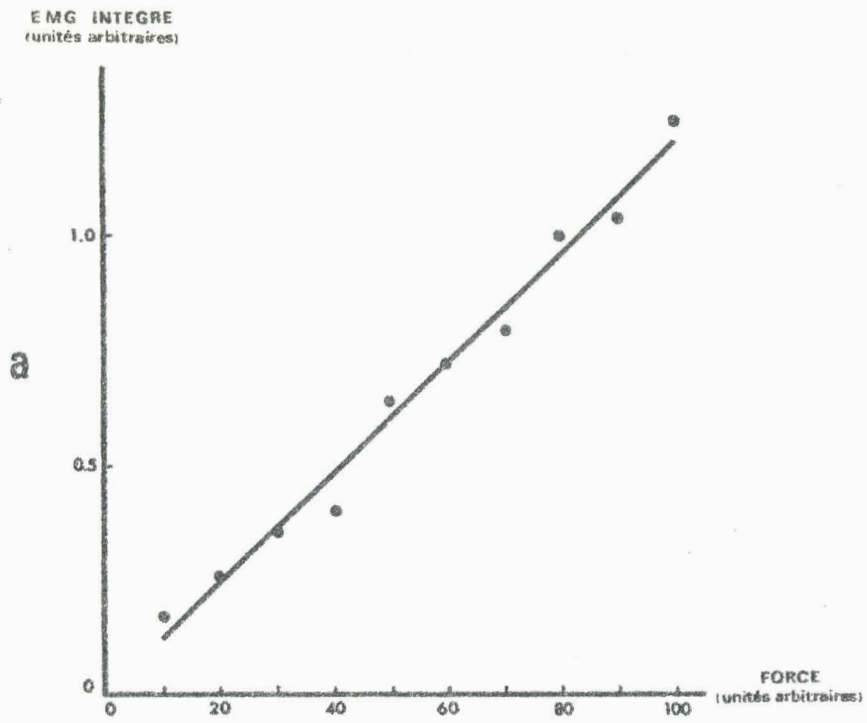
II - RELATIONS ENTRE L'ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE ET LES VARIABLES MECANQUES DE LA CONTRACTION

Dans l'analyse de la littérature qui suit, nous considérerons essentiellement les résultats établis en l'absence de fatigue. En ce qui concerne l'étude de l'influence de la fatigue sur l'activité électromyographique, on pourra se reporter notamment aux travaux de LIPPOLD et coll. (1960) et de SCHERRER et MONOD (1960).

1 - Relation entre l'activité électromyographique et la force

a) Dans des conditions isométriques, on sait depuis BAYER et FLECHTENMACHER (1950) et LIPPOLD (1952) qu'une proportionnalité existe entre l'EMG intégré et la charge maintenue au cours d'une contraction volontaire (v. fig.2). D'autre part, INMAN et coll. (1952) ont montré qu'un parallélisme existe entre les valeurs instantanées de la force isométrique et de l'enveloppe de l'électromyogramme, du moins pour une longueur du muscle donnée.

SCHERRER et BOURGUIGNON (1959), SOLOMON et coll. (1965), KIRSCHNER et KOZLOWSKI (1966) ont confirmé la linéarité de la relation entre l'EMG intégré et la force isométrique en étudiant l'influence de la fatigue musculaire sur l'allure de cette relation. A partir de la pente de cette relation, FISCHER et MERHAUTOVA (1961) et DE VRIES (1968a) ont pu définir un "coefficient d'activité électrique" ("efficiency of electrical activity") qui varie, d'un sujet à l'autre, selon la force maximale du groupe



BUS
LILLE

- Fig. 2 - -

Relation entre l'EMG intégré et la force isométrique

a) d'après LIPPOLD (1952)

b) d'après VREDENBREGT et KOSTER (1966).

musculaire concerné. Par contre, BOTTOMLEY (1964), VREDENBREGT et KOSTER (1966) et ZUNIGA et SIMONS (1969) ont publié des courbes montrant une évolution curvilinéaire de l'EMG intégré en fonction de la force (v. fig. 2).

Cependant, différents travaux ont fourni d'autres expressions de la proportionnalité entre l'activité électrique et la force musculaire. Ainsi, DEMPSTER et FINERTY (1947) et KNOWLTON et coll. (1956) - déjà cités - ont observé une relation entre l'amplitude crête-crête des potentiels musculaires et la force développée qui rendait probable cette proportionnalité. D'autre part, bien qu'ils concernent l'électromyographie de stimulation, il faut signaler les travaux de DE JONG et FREUND (1967) qui ont établi une relation linéaire entre l'amplitude du potentiel d'action évoqué et celle de la secousse isométrique du muscle adducteur du pouce lors de la stimulation graduelle du nerf cubital. Enfin, CLARKE (1965) a établi l'existence d'une relation entre l'activité électromyographique et l'amplitude de la réponse isométrique d'un réflexe d'étirement.

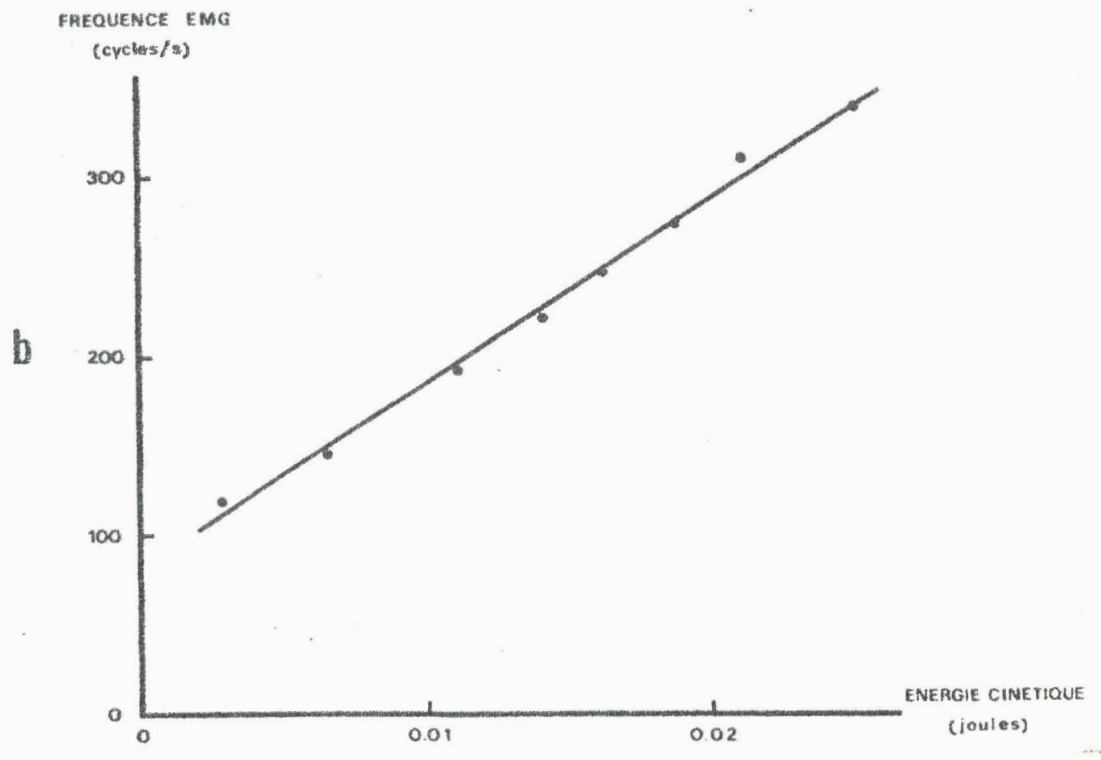
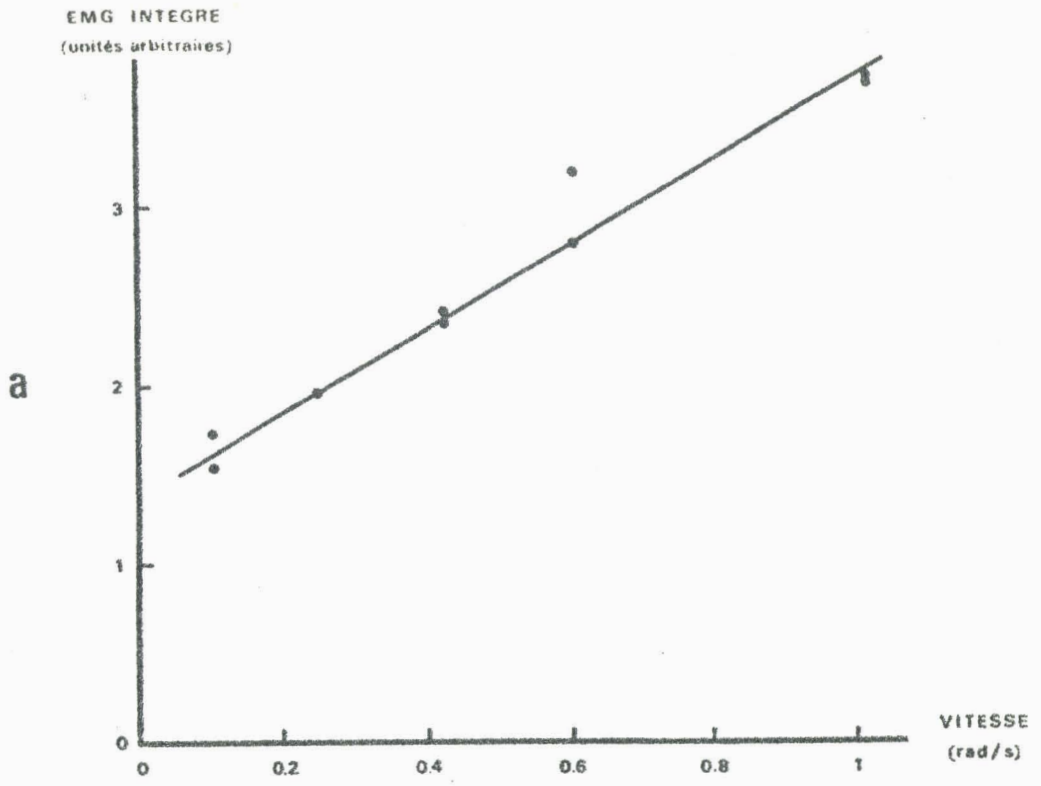
b) Dans des conditions anisométriques, on connaît essentiellement les travaux de BIGLAND et LIPPOLD (1954) qui ont montré l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la tension du muscle. Ce résultat a été établi pour des mouvements d'amplitude limitée, effectués à vitesse constante, la tension du muscle étant égale, au signe près, à la charge déplacée. La pente de la relation diffère selon que le muscle travaille en raccourcissement ou en allongement. Elle est plus élevée dans le premier cas.

Par contre, si la vitesse est variable, il faut tenir compte dans l'évaluation de la force, de l'accélération du mouvement. Dans ces conditions, il a été montré, pour divers types de mouvements, l'existence d'une proportionnalité entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle maximale (BOUISSET et coll., 1963 ; BOUISSET et DENIMAL, 1964 ; GOUBEL, 1967). On verra dans la première partie de la discussion la signification de cette relation en termes de force.

2 - Relation entre l'activité électromyographique et la vitesse

Etudiant des mouvements effectués à tension constante, BIGLAND et LIPPOLD (1954) ont montré que l'EMG intégré était proportionnel à la vitesse du mouvement, du moins dans le cas du raccourcissement du muscle (v. fig.3). En outre, ces auteurs ont précisé que leurs résultats étaient compatibles avec l'équation de HILL (1938) et en constituaient même une des conséquences directes. Se plaçant à différents niveaux d'excitation constants, ils ont réussi en effet à obtenir des familles de courbes force-vitesse ayant l'allure hyperbolique bien caractéristique.

Cette proportionnalité entre l'EMG intégré et la vitesse ne semble pas avoir été confirmée par d'autres auteurs. Les résultats de BERGSTRÖM (1959) indiquent même une absence de proportionnalité entre ces deux facteurs. En effet, cet auteur a trouvé une relation linéaire entre l'énergie cinétique développée par le muscle abducteur de l'index et la fréquence des variations



- Fig. 3 -

Relation entre l'EMG intégré et

a) la vitesse (d'après BIGLAND et LIPPOLD, 1954)

b) le carré de la vitesse (d'après BERGSTRÖM, 1959).

de potentiels * émis lors de sa contraction volontaire (v. fig. 3). L'énergie cinétique étant proportionnelle au carré de la vitesse, ce résultat laisse présager une relation non linéaire entre l'EMG intégré et la vitesse, du moins si l'on admet que la fréquence des variations de potentiels est proportionnelle à l'EMG intégré. Une relation curvilinéaire entre l'EMG intégré et la vitesse a d'ailleurs été montrée par DENIMAL (1964) et BOUISSET et GOUBEL (1967).

3 - Relation entre l'activité électromyographique et le travail mécanique

On sait que la variation d'énergie cinétique entre le début et la fin d'un mouvement est égale à la somme algébrique des travaux effectués par les forces appliquées au système mécanique pendant ce mouvement. Les résultats de BERGSTRÖM (1959), cités plus haut, laissaient présager l'existence d'une proportionnalité entre l'EMG intégré et le travail mécanique effectué par le muscle. Cette proportionnalité a été mise en évidence par SCHERRER et coll. (1957), DELHEZ et coll. (1965), GOUBEL et BOUISSET (1967), VILJANEN (1967). La relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique paraît donc présenter un caractère de généralité indéniable.

* Le terme "potentiel d'action" employé par BERGSTRÖM (1959) est assez impropre puisque l'auteur effectue un comptage des oscillations du tracé électromyographique.

D'autre part, on a souvent envisagé le problème de la puissance musculaire et de sa relation avec l'activité électromyographique. Si l'on considère la puissance au sens physique du terme - c'est-à-dire le travail effectué pendant l'unité de temps - l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique implique une absence de proportionnalité entre l'EMG intégré et la puissance. INMAN et coll. (1952) avaient d'ailleurs montré l'impossibilité de relier l'enveloppe de l'électromyogramme à la puissance musculaire. Cependant, comme l'a remarqué RALSTON (1961), les résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954) tendraient à prouver l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la puissance mécanique.

III - OBJET DU PRESENT TRAVAIL

L'exposé qui précède montre que, dans des conditions strictes et bien délimitées, il existe un certain nombre de relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques de la contraction qui semblent consistantes, c'est-à-dire relativement peu dispersées et apparemment reproductibles. Cette tendance semble se marquer également dans le cas de courbes de fatigue (DE VRIES, 1968 b) pour autant que les modalités de l'épreuve de fatigue soient nettement précisées. Par contre, on trouve dans la littérature certains résultats contradictoires et l'on peut se demander s'ils ne sont pas dûs au fait qu'ils ont été obtenus par des auteurs différents se plaçant dans des conditions expérimentales peu comparables.

Il nous a donc paru souhaitable, en premier lieu, de reconsidérer les diverses relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques du mouvement à l'occasion d'une même expérimentation et d'examiner leur dépendance mutuelle afin d'être en mesure d'aborder, ultérieurement, l'étude des inter-relations entre force, longueur et vitesse du muscle humain impliqué dans un mouvement volontaire.

D'autre part, la plupart des auteurs ayant utilisé la technique d'intégration de l'électromyogramme ont souvent relié l'activité électrique d'un seul muscle à l'une ou l'autre des variables mécaniques caractérisant le travail réalisé par le groupe musculaire auquel il appartient. Comme le note WILKIE (1950), ces auteurs admettent implicitement que l'activité du muscle considéré est représentative de celle des autres muscles. Une telle façon de procéder se heurte a priori à deux ordres de difficultés liés, d'une part, à la mécanique du système musculo-squelettique considéré et,

d'autre part, au niveau d'excitation de chacun des muscles concernés. C'est ainsi que, pour évaluer la contribution relative de différents muscles à une performance mécanique, il faudrait connaître leurs points d'insertion, la force maximale que chacun d'eux est capable de développer pour une longueur donnée et l'évolution temporelle de leurs niveaux d'excitations respectifs. Il est clair qu'il s'agit là d'un problème qui ne peut être résolu uniquement sur les bases de la mécanique rationnelle et des hypothèses d'ordre physiologique doivent également être formulées. Celles-ci ne peuvent être fondées que sur des données expérimentales permettant d'établir dans quelle mesure le niveau d'excitation du muscle peut être apprécié et de définir les relations empiriques existant entre celui-ci et diverses variables mécaniques caractérisant le mouvement. La prise en considération de deux muscles agonistes de fonction différente ne peut que faciliter une telle entreprise.

Ainsi la recherche des relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques répond aussi à la nécessité d'une interprétation des résultats en termes de propriété musculaire.

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,

- 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 de l'avant-bras sur le bras, le biceps étant considéré comme principal agoniste (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926). Ces 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 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. Les mouvements sont d'amplitude limitée et sont effectués autour de la position de repos de l'articulation dans le but de minimiser l'influence des variations de longueur des muscles. 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 de la finalité du mouvement sur l'allure des relations entre l'EMG intégré du biceps et les variables mécaniques.

Le présent mémoire reprend, en les complétant, certains résultats préliminaires précédemment publiés par BOUISSET et

GOUBEL (1967), GOUBEL (1967), GOUBEL et BOUISSET (1967),
BOUISSET et GOUBEL (1968), LESTIENNE et GOUBEL (1969),
GOUBEL et coll. (1970).

Après avoir exposé la technique et le protocole expérimental, nous aborderons la présentation des résultats par la description des tracés mécaniques et électromyographiques. Puis, nous examinerons les différentes relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques et procéderons à leur analyse statistique. Enfin, nous discuterons de ces résultats. La discussion portera en premier lieu sur l'analyse des différentes relations obtenues et l'étude de leur signification par rapport aux données classiques de la contraction musculaire. Puis nous aborderons le problème des interdépendances entre ces diverses relations. Nous envisagerons, pour terminer, la détermination d'une relation pertinente et son interprétation en termes de propriété musculaire.

- CHAPITRE I -

TECHNIQUE ET PROTOCOLE

Le mouvement étudié est un mouvement isolé de flexion de l'avant-bras sur le bras droit, effectué dans un plan horizontal contre de faibles inerties.

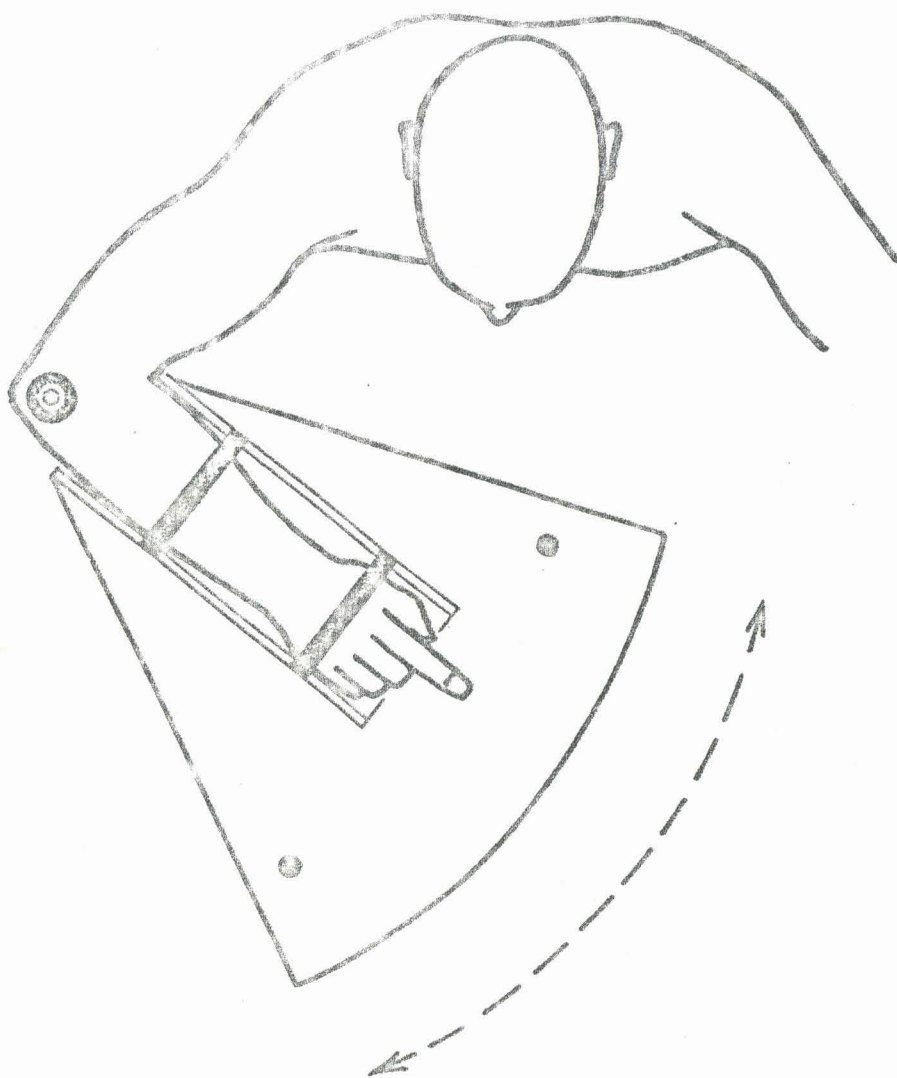
Le mouvement est limité en amplitude, soit 'automatiquement' par percussion d'une butée, soit 'volontairement' par visée d'un repère (v. fig.4).

I - TECHNIQUE

1 - Description du système mécanique *

Le sujet est en position assise. Le siège, réglable en hauteur, permet de placer le bras de sorte que le mouvement horizontal de l'avant-bras ait lieu sans occasionner la moindre

* Ce dispositif a été mis au point et décrit par CNOCKAERT (1968).



BUS
LILLE

- Fig. 4 -

Position des segments corporels par rapport au système mécanique.

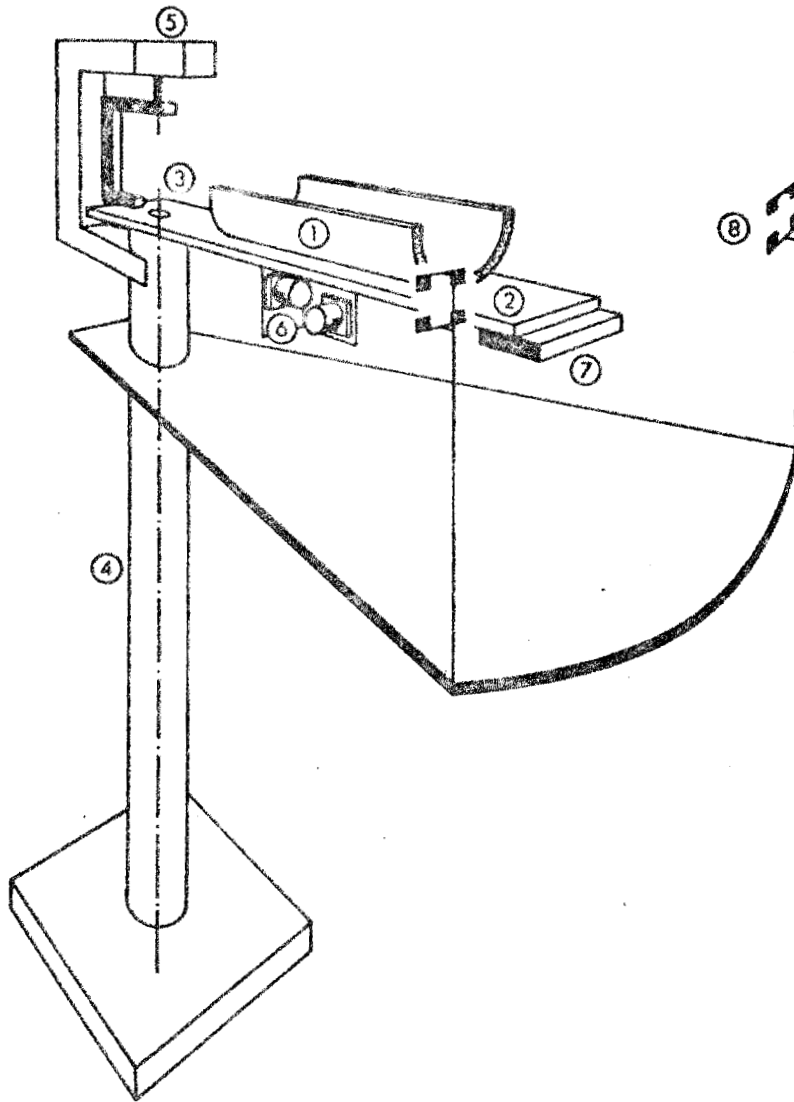
gène au sujet. L'avant-bras est fixé dans une gouttière de polystyrène expansé, maintenue sur une planchette de bois par un support en aluminium. La planchette est rendue solidaire d'une plaque de fer par deux cornières. Cette plaque est fixée sur un roulement à billes horizontal. Un tube en acier de grosse section supporte l'ensemble du système qui est donc mobile dans un plan horizontal autour d'un axe vertical (v. fig.5 et 6). 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 kg.m^2 .

L'axe de rotation du coude, repéré suivant des critères anatomiques coïncide approximativement avec celui du système mécanique. Une attelle, placée près de l'articulation huméro-scapulaire, favorise la stabilité de l'épaule. La main est maintenue en semi-pronation et le poignet immobilisé par un plâtre. L'amplitude des mouvements est limitée à $\pm 20^\circ$ ($\pm 0.349 \text{ rad}$) de part et d'autre de la position de repos de l'articulation, définie par la perpendiculaire au bras passant par l'axe du coude.

Dans le cas du mouvement de percussion, la limitation est obtenue par une butée recouverte d'une couche de mousse de nylon en vue d'amortir le choc et de diminuer l'appréhension du sujet au cours de l'exécution du mouvement.

Dans le cas du mouvement à arrêt volontaire, le repère visuel est constitué par une cellule photoélectrique qui permet d'obtenir un contrôle de l'arrêt.

Afin de faire varier l'inertie de l'ensemble mobile, des surcharges, composées de masses de plomb parallélépipédiques,

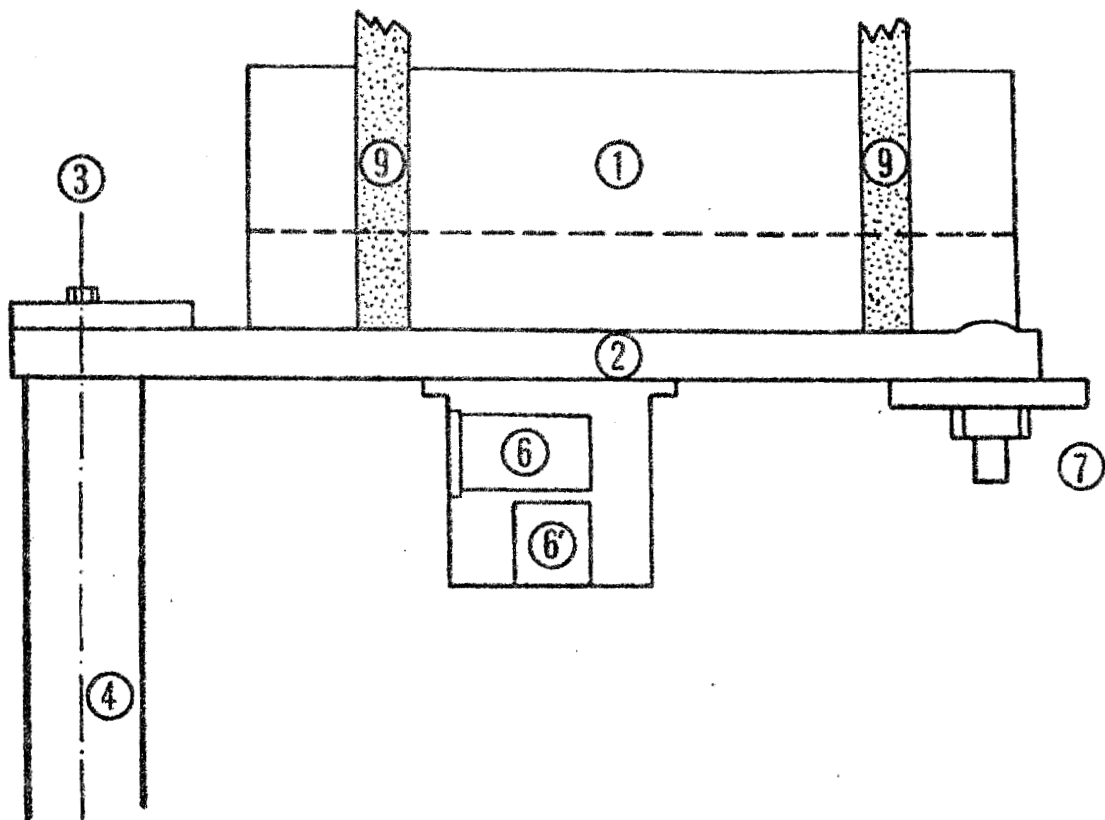


- Fig. 5 -

Schéma du système mécanique

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





- Fig. 6 -

Système mécanique (vue de profil)

- | | |
|---------------------|------------------------------|
| (1) Gouttière | (6) Accéléromètre tangentiel |
| (2) Planchette | (6') Accéléromètre radial |
| (3) Axe de rotation | (7) Masses de plomb |
| (4) Tube support | (9) Lanières de fixation |

peuvent être fixées à 26 cm de l'axe de rotation, c'est-à-dire approximativement au niveau du point stylien. Le moment d'inertie de l'ensemble mobile peut ainsi prendre une valeur de 0.105 kg.m^2 , 0.169 kg.m^2 ou 0.0228 kg.m^2 pour, respectivement, des surcharges de 1 kg, 2 kg ou 3 kg.

2 - Détection des variables mécaniques

Au cours du mouvement, on enregistre les variations du déplacement, de la vitesse et des accélérations tangentielle et radiale en fonction du temps.

a) déplacement angulaire

Le déplacement angulaire est obtenu par un potentiomètre dont le curseur est assujéti à l'axe de rotation du système mécanique. La variation de position du curseur se traduit sous forme d'une variation de tension proportionnelle à l'angle de rotation.

L'application de ce principe de détection implique :

- l'alimentation du capteur par une tension constante et stabilisée,
- une variation linéaire de résistance du potentiomètre avec un minimum de frottements,
- la réalisation d'un étage adaptateur permettant d'enregistrer convenablement la réponse du capteur.

A cet effet, nous avons utilisé un potentiomètre de précision (MCB, type H 33) à piste plastique conducteur. Ce capteur,

dont la valeur ohmique est de $1\text{ k}\Omega$, est alimenté par une tension stabilisée à 4,28 volts. L'erreur sur la linéarité de la réponse reste, en tout point, inférieur à 0,25 p.100. La résistance équivalente de bruit, calculée pour une vitesse de 4 tours/mn ne dépasse pas 1 p.100 de la valeur nominale de la résistance. L'étage adaptateur présente une impédance d'entrée élevée afin de ne pas perturber la variation linéaire de résistance du potentiomètre. Il lui est adjoint une contre-batterie qui permet d'ajuster le zéro électrique du montage lorsque le système mécanique est placé à la position de référence adoptée pour l'expérimentation (90° de l'extension complète dans le cas présent). Un sélecteur de gain à deux positions (1 et 0.5) permet de régler l'amplitude du signal de sortie en vue de son enregistrement (v. fig.7).

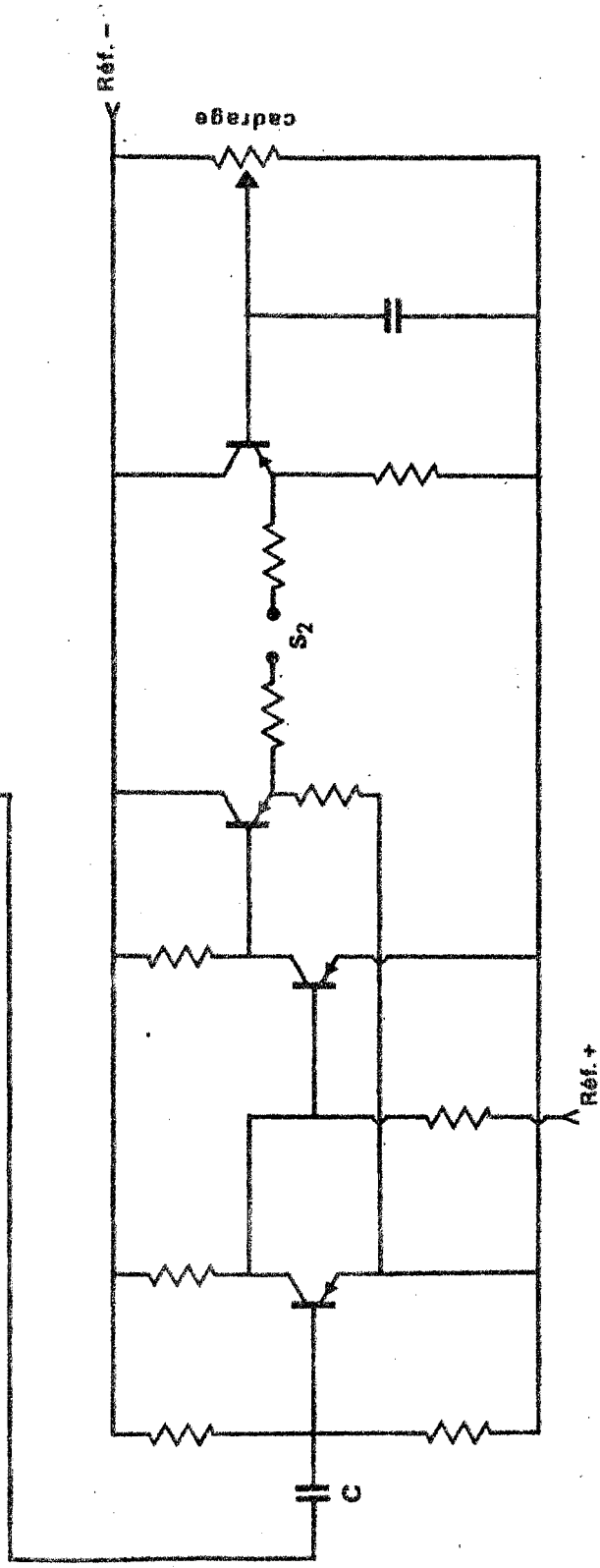
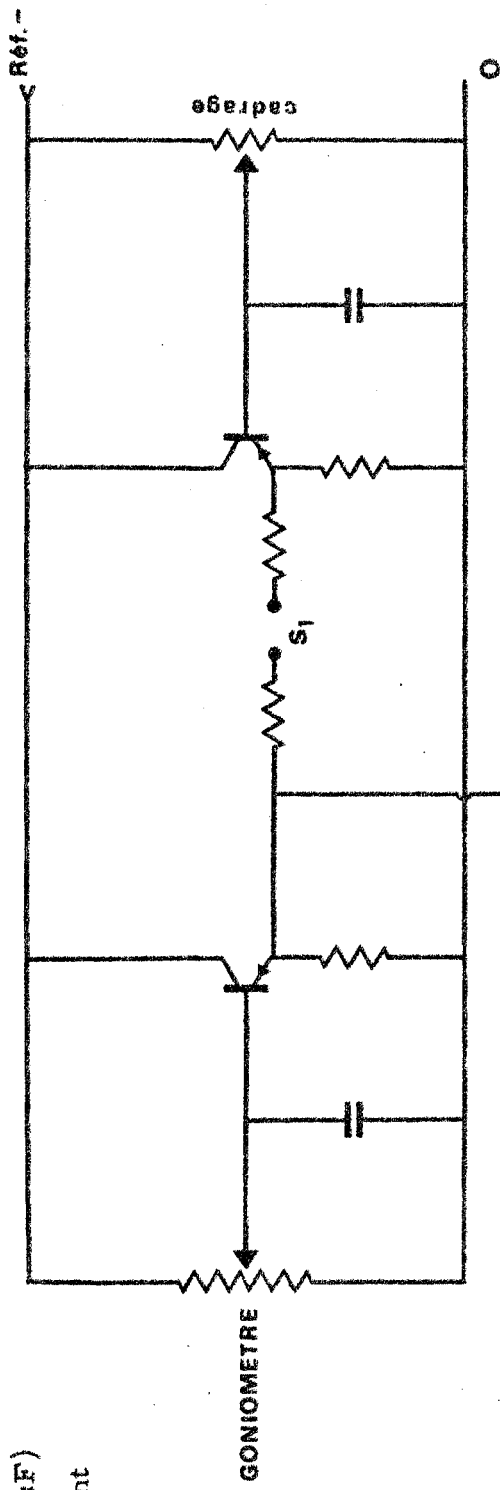
b) vitesse angulaire

Les caractéristiques du potentiomètre - notamment sa faible résistance équivalente de bruit - rendent possible l'obtention de la vitesse angulaire par différentiation continue du signal potentiométrique. Cette différentiation est assurée par un montage classique comprenant un condensateur de capacité appropriée ($1\ \mu\text{F}$) et un amplificateur à courant continu dont le gain en tension est d'environ 30. La constante de temps de la différentiation (15 ms) reste très inférieure à la durée du phénomène étudié (en moyenne 500 ms). Ce dispositif permet de détecter des vitesses de l'ordre de 12 radians/seconde sans distorsions. L'amplificateur est contre-réactionné afin d'assurer une bonne stabilité de ses caractéristiques et de réduire la dérive thermique de façon acceptable. Comme l'étage adaptateur du déplacement, ce montage est complété par un sélecteur de gain à 4 positions (1, 0.5, 0.2, 0.1) qui permet d'atténuer le signal

C : condensateur (1 μ F)

S₁ : sortie déplacement

S₂ : sortie vitesse



- Fig.7 -

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



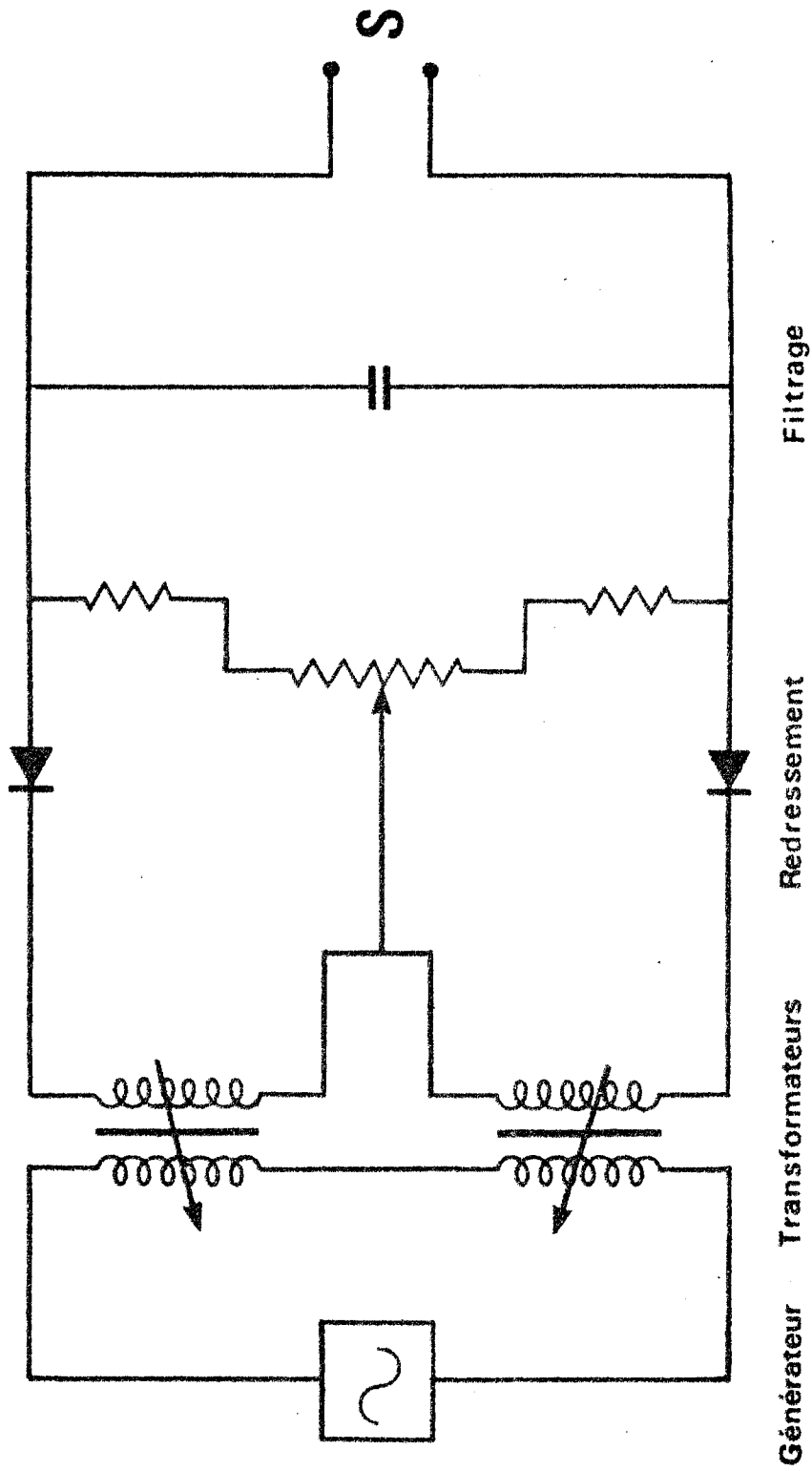
de sortie et de l'enregistrer fidèlement même lors de mouvements rapides (v. fig.7).

c) accélérations tangentielle et radiale

Les accélérations sont obtenues à l'aide de capteurs accélérométriques ACB. Ils sont conçus sur le principe de détection de la variation de mutuelle induction. Ce sont des capteurs à inertie comportant un détecteur mécanique de type pendulaire de fréquence propre (bande passante : 0 à 100 Hz) supérieure à la fréquence des phénomènes à étudier (au maximum 5 Hz).

L'élément de mesure est une masse suspendue élastiquement et à un seul degré de liberté. Ses déplacements internes, proportionnels aux accélérations, sont transmis à un noyau magnétique qui se déplace dans un entrefer commun à deux transformateurs fixes et symétriques. Les primaires de ces transformateurs sont alimentés par un générateur fournissant une tension sinusoïdale à la fréquence 1000 Hz. Les tensions alternatives induites dans les secondaires sont redressées dans un démodulateur, mises en opposition et filtrées (v. fig.8). A la sortie du démodulateur, le signal se présente sous forme d'une tension continue proportionnelle à l'accélération. Le faible déplacement de la masse mobile de l'élément de mesure assure à l'ensemble de la chaîne un écart de linéarité inférieur à 0,5 p.100 sur la totalité de l'étendue de mesure.

Afin de détecter des f.e.m. d'induction de valeur convenable, les capteurs sont fixés à une distance de 16 cm de l'axe de rotation. L'axe de mesure de l'accéléromètre définissant



- Fig. 8 -

Schéma de principe de la mesure de l'accélération.



l'accélération radiale est parallèle au rayon de rotation. L'axe de mesure de l'accéléromètre définissant l'accélération tangentielle est perpendiculaire au précédent (v. fig.5 et 6).

3 - Calcul de la force et de la longueur du biceps

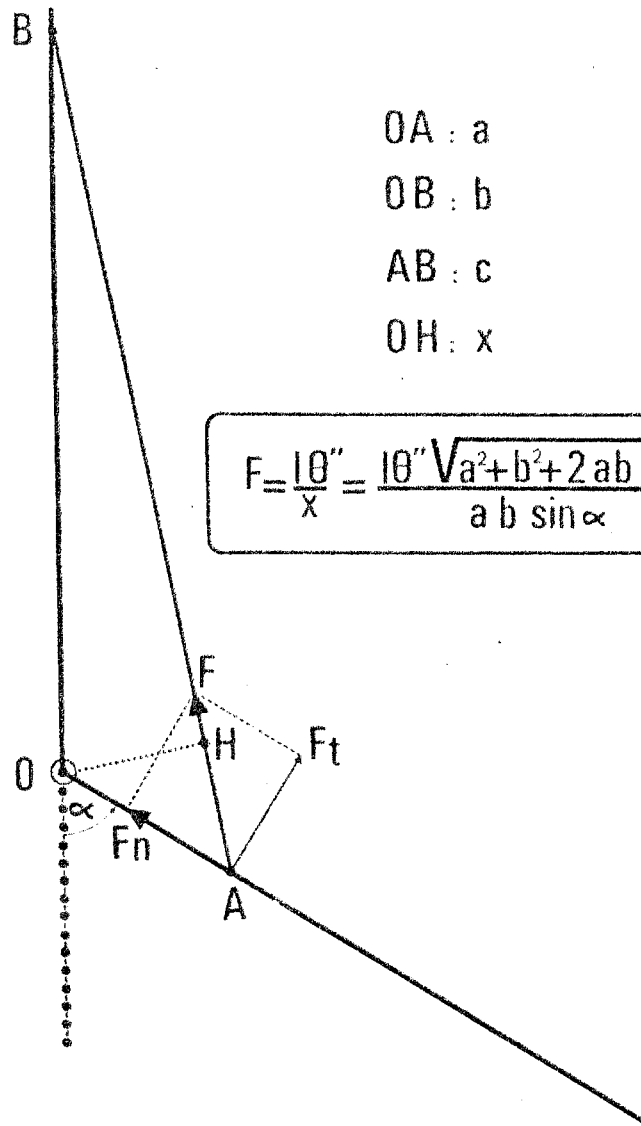
Afin d'approfondir certains résultats, il s'est avéré indispensable d'exprimer les variables mécaniques au niveau du muscle lui-même. C'est ainsi qu'au cours d'expérimentations complémentaires (BOUISSET et coll., 1968 ; GOUBEL et coll., 1968 ; GOUBEL et coll., 1970), nous avons calculé à partir du déplacement et de l'accélération angulaire, la force (F) et la longueur (L) du biceps.

a) expression mathématique de F et L

Si l'on considère le système mécanique formé du bras, de l'avant-bras et du biceps, on peut lui appliquer, lors du mouvement de flexion, le théorème du moment cinétique. Ce théorème exprime qu'à tout instant le moment résultant des forces appliquées (par rapport à l'axe de rotation) est égal, en grandeur et en signe, au produit du moment d'inertie (I) du solide (par rapport à cet axe) par son accélération angulaire (Θ'').

Considérons la force F appliquée suivant la direction AB du biceps en son point d'insertion A sur l'avant-bras (v. fig.9). Si l'on admet que la résultante des forces appliquées au système se réduit à cette force F, le théorème du moment cinétique s'écrit alors : $I\Theta'' = Fd$, d étant la distance de l'axe de rotation O à la direction de F.

Un calcul trigonométrique simple permet d'exprimer d à partir de la longueur L du biceps qui est une fonction de



OA : a

OB : b

AB : c

OH : x

$$F = \frac{10''}{x} = \frac{10'' \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos \alpha}}{ab \sin \alpha}$$



- Fig.9 -

Expression de la force résultante rapportée au biceps.

(d'après LESTIENNE et BOUISSET, 1968).

l'angle α que fait l'avant-bras par rapport à sa position d'extension complète et des distances \underline{a} et \underline{b} de l'axe de rotation du coude aux insertions inférieures et supérieures du biceps.

F s'exprime alors par la formule :

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

le terme $\sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos\alpha}$ étant égal à L.

b) calcul des valeurs instantanées de F et L

Les formules précédentes montrent qu'il serait fastidieux de calculer numériquement les valeurs de F et L à différents instants du mouvement. Pour pallier cet inconvénient, il nous a paru intéressant d'utiliser la technique du calcul analogique qui permet la traduction, en temps réel, de F et L sous forme de variations de tension électrique dont l'enregistrement continu est aisément réalisable. A cet effet, nous avons utilisé un calculateur analogique modulaire NADAC 20 et établi la programmation des formules donnant F et L.*

L'application de ces formules nécessite la connaissance des constantes, I, a et b, dont les valeurs sont affichées sur des potentiomètres. De plus, les variables α et θ'' doivent être fournies aux modules correspondants sous forme de tensions convenablement amplifiées. I est la somme des moments d'inertie

* Le schéma de calcul de F et L, effectué en collaboration avec LESTIENNE (1970), est décrit et reproduit dans son Mémoire.

du système mécanique et de l'avant-bras. Les valeurs du moment d'inertie de l'avant-bras ont été déterminées expérimentalement pour les divers sujets examinés (v. PERTUZON et BOUISSET, 1967). Le moment d'inertie du système mécanique a été calculé, pour chaque surcharge, au cours de mouvements uniformément accélérés. 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 (v. WILKIE, 1950).

La variable α est déterminée à partir du déplacement angulaire Θ et l'accélération angulaire Θ'' est fournie directement par l'accéléromètre tangentiel. A la sortie du calculateur, on dispose de F et L sous forme de tensions électriques qui doivent être atténuées en vue de leur enregistrement.

4 - Détection de l'activité myoélectrique

a) obtention des électromyogrammes globaux

Le mouvement étudié nécessite la détection des électromyogrammes du biceps brachii, considéré comme principal agoniste, et du triceps, son antagoniste.

L'activité électrique globale de ces muscles est explorée à l'aide de paires d'électrodes de surface disposées :

- sur le biceps, au niveau du point moteur,
- en position médiane sur la longue portion du triceps qui est toujours active quelle que soit la nature du mouvement (v. TRAVILL, 1962).

Au cours d'une expérimentation complémentaire (LESTIENNE et GOUBEL, 1969) destinée à étudier la contribution relative de deux des agonistes impliqués dans le mouvement, il a été adjoint la détection de l'activité électrique globale du long supinateur (brachio-radialis). A cet effet, des électrodes de surface ont été disposées, sur ce muscle, près de son insertion humérale.

Deux types d'électrodes ont été utilisées. Les premières - qui ont servi lors de l'expérimentation principale - sont constituées d'une plaque d'argent de dimensions réduites que l'on fixe sur la peau à l'aide de collodion, après avoir interposé entre la peau et l'électrode une couche de pâte conductrice. Les secondes - qui ont été utilisées lors des expérimentations complémentaires - sont des électrodes de surface BECKMAN. Celles-ci sont constituées essentiellement d'une pastille d'argent chloruré encastrée profondément dans l'électrode. L'espace compris entre la surface de l'électrode et la pastille d'argent est rempli de gel électrolytique. La surface de l'électrode présente quatre perforations par lesquelles la peau du sujet est mise en contact avec le gel. L'électrode est fixée sur la peau par l'intermédiaire d'un collier présentant sur ses deux faces un revêtement adhésif.

Quel que soit le type d'électrode utilisée, il est d'abord procédé à un repérage anatomique. Les électrodes sont ensuite fixées, à environ 4 cm l'une de l'autre, sur la peau poncée et dégraissée à l'aide d'un mélange éther-alcool. Cette technique, proche de celle décrite par MØLLER (1967), permet

d'obtenir des résistances inter-électrodes faibles (entre 2 et 10 k Ω) par rapport à l'impédance d'entrée (1 M Ω) du premier étage d'amplification, symétrique et différentiel.

Une amplification convenable des électromyogrammes est assurée par un dispositif classique comprenant deux étages amplificateurs symétriques suivis d'un montage cathode follower afin d'abaisser l'impédance de sortie du système. La bande passante de la chaîne d'amplification est limitée essentiellement par celle de l'amplificateur différentiel qui est de 20 kHz à 0,3 dB.

b) intégration

Les électromyogrammes globaux du biceps et du triceps sont intégrés par l'intermédiaire d'un système électronique (marque EMO) mis au point et décrit par 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. Les activités électriques intégrées du biceps et du triceps sont ainsi obtenues sous forme de pips dont le nombre est proportionnel à la surface totale de l'électromyogramme global.

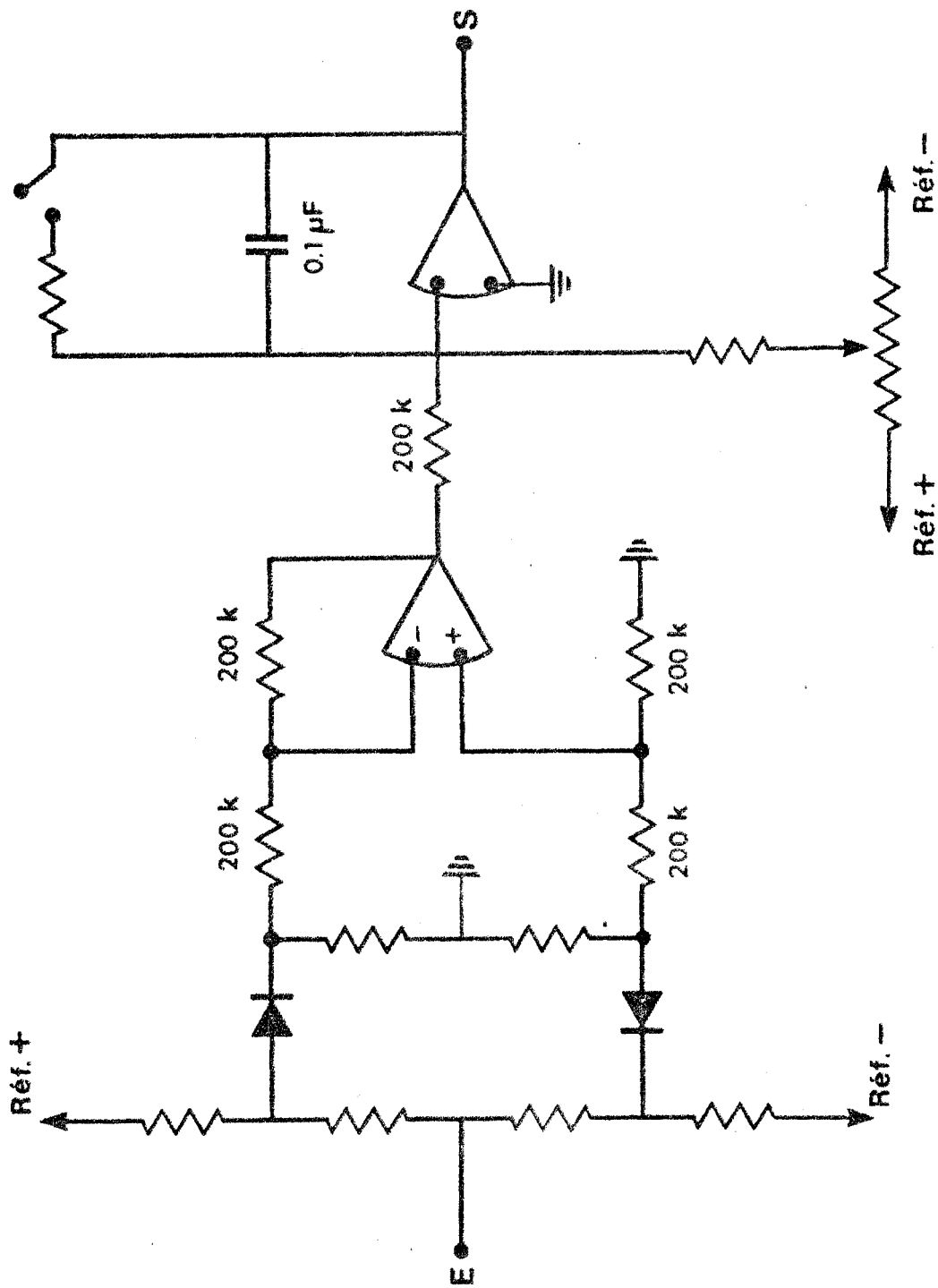
Cette technique d'intégration a l'avantage de procurer une quantification de l'électromyogramme sous forme d'un comptage directement exploitable. Il nous a toutefois paru intéressant d'obtenir à partir de l'électromyogramme un tracé continu dont

l'évolution pourrait être comparée à celle d'une variable mécanique. A cet effet, au cours d'une expérimentation complémentaire (GOUBEL et coll., 1968) nous avons utilisé une technique de redressement et filtrage des potentiels musculaires mise au point par LESTIENNE (1967). Il ne s'agit pas d'une réelle intégration et le tracé obtenu ne constitue en fait qu'une "enveloppe" de l'électromyogramme.

Une récente expérimentation (BOUISSET et GOUBEL, 1970) nous a permis d'utiliser un appareillage électronique fournissant une intégration continue de l'électromyogramme. Le montage comprend un étage redresseur et un étage intégrateur. Le redressement double alternance est assuré par deux diodes reliées aux entrées d'un amplificateur opérationnel fonctionnant en amplificateur différentiel de gain 1. Le signal est ensuite intégré par l'intermédiaire d'un second amplificateur opérationnel contre réactionné par un condensateur de capacité appropriée. La constante de temps d'un tel intégrateur a une valeur très supérieure à celle des montages classiques ce qui permet de réaliser une intégration très fidèle (v. fig. 10).

5 - Enregistrement des variables mécaniques et myoélectriques

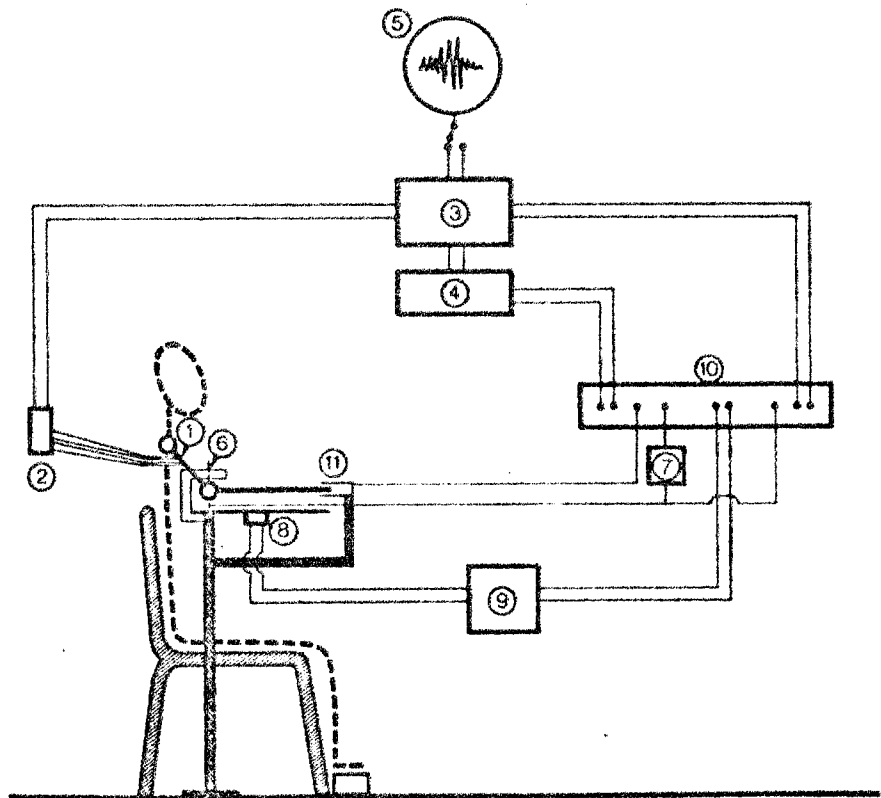
Les signaux électriques correspondant aux activités électriques globales et intégrées et aux différents phénomènes mécaniques sont dirigés après adaptation des tensions de sortie vers les oscillographes à aimant mobile d'un enregistreur photographique ACB multivoies (v. fig. 11).



- Fig.10 -

Schéma de l'intégrateur EMG





- Fig. 11 -

Schéma du montage expérimental
(expérimentation principale)

- | | |
|---|------------------------------|
| (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 |

BUS
LILLE

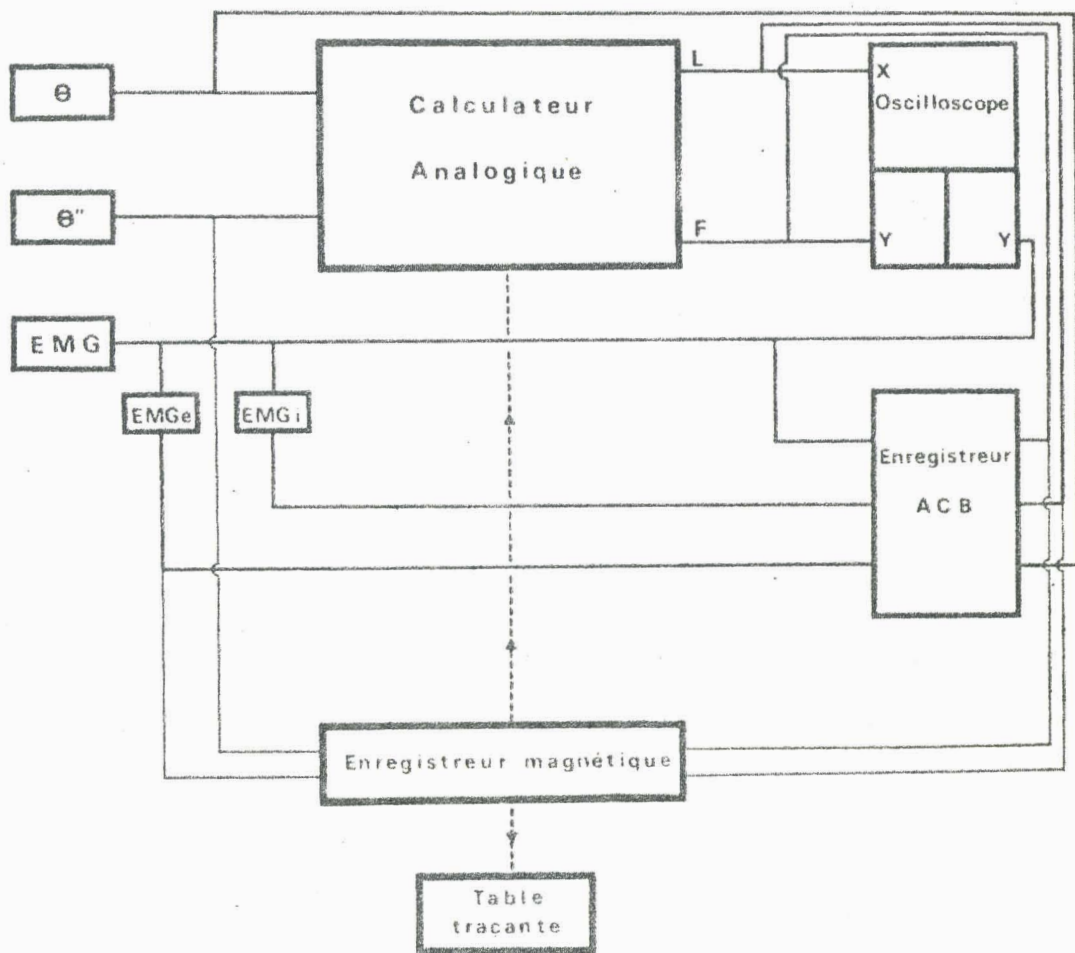
La bande passante de ces oscillographes est choisie en fonction de la fréquence des phénomènes à étudier. Ainsi, pour l'enregistrement d'un électromyogramme on utilise un récepteur ayant une fréquence nominale de 450 Hz alors que pour l'enregistrement d'une variable mécanique telle que le déplacement angulaire, le choix d'une bande passante de 0 à 80 Hz est préférable : la fréquence nominale est suffisante et le gain en sensibilité est appréciable.

Les miroirs des oscillographes réfléchissent les rayons lumineux provenant d'une lampe à vapeur de mercure. L'apparition d'une tension électrique aux bornes de l'oscillographe provoque la déviation du spot lumineux provenant de son miroir.

Les traces des spots s'inscrivent sur un papier photographique à noircissement direct sous l'action même de la lumière. La vitesse de déroulement du papier peut être adaptée à la cadence du mouvement effectué. Un marquage vertical, différencié à partir d'un tambour synchrone 50 Hz fournit, sur toute la largeur de l'enregistrement, une base de temps au 1/10 de seconde et aux extrémités inférieures et supérieures, une base de temps au 1/100 de seconde. Un lignage millimétrique horizontal constitué par l'image réfléchie d'une règle graduée, permet une référence de mesure suivant l'axe vertical.

Cette technique permet l'enregistrement simultané des différents phénomènes avec une grande précision, tant en linéarité qu'en fréquence. En outre, l'utilisation d'un papier photodéveloppable permet l'exploitation directe des données expérimentales sans servitude de développement.

Au cours des différentes expérimentations complémentaires citées plus haut, nous avons adjoint à l'enregistreur sur papier, un oscilloscope bi-courbe (HEWLETT-PACKARD) et un enregistreur magnétique (AMPEX). L'oscilloscope bicourbe permet de contrôler en cours d'expérience les différents phénomènes. Il a aussi l'avantage de pouvoir être utilisé en XY et de visualiser instantanément l'évolution de deux variables entrées sur les deux voies Y en fonction d'une troisième entrée sur la voie X. L'enregistreur magnétique offre une possibilité de stockage de certaines données qui, par la suite, peuvent être examinées sur une table traçante ou dirigées vers un calculateur analogique (v. fig. 12).



- Fig. 12 -

Schéma du montage expérimental
(expérimentations complémentaires)

L : longueur du biceps

F : force résultante rapportée au biceps

EMGe : "enveloppe" de l'électromyogramme

EMGi : électromyogramme intégré



II - PROTOCOLE

Quatre sujets masculins, adultes, ont été examinés, chacun deux fois à des jours différents. Chaque examen comportait une série de mouvements à arrêt par percussion et une série de mouvements à arrêt par visée. L'amplitude des mouvements était limitée à $\pm 20^\circ$ (± 0.349 rad) de part et d'autre de la position de repos de l'articulation.

Chaque série était effectuée sans surcharge (0 kg) et avec des surcharges faibles (1 kg, 2 kg, 3 kg). Pour chaque condition d'inertie, le sujet effectuait des mouvements à vitesse spontanée puis, sur indications de l'expérimentateur, à des vitesses plus lentes et plus rapides. Pour chaque gamme de vitesses, le sujet effectuait cinq mouvements.

L'attention des sujets était attirée sur la nécessité d'une décontraction musculaire préalable et d'une exécution continue de chaque mouvement. Pour les mouvements à arrêt par visée, il était demandé aux sujets de respecter les limites fixées à l'excursion angulaire. Pour ce qui est des mouvements dont l'arrêt était assuré par un obstacle extérieur, les sujets étaient invités à percuter les butées et à développer leur effort en l'augmentant, autant que possible, jusqu'à l'instant de la percussion.

D'un examen à un autre, l'ordre de présentation des surcharges, des types d'arrêt et des gammes de vitesses était permuté de façon à éviter l'influence éventuelle de l'ordre de passation des épreuves.

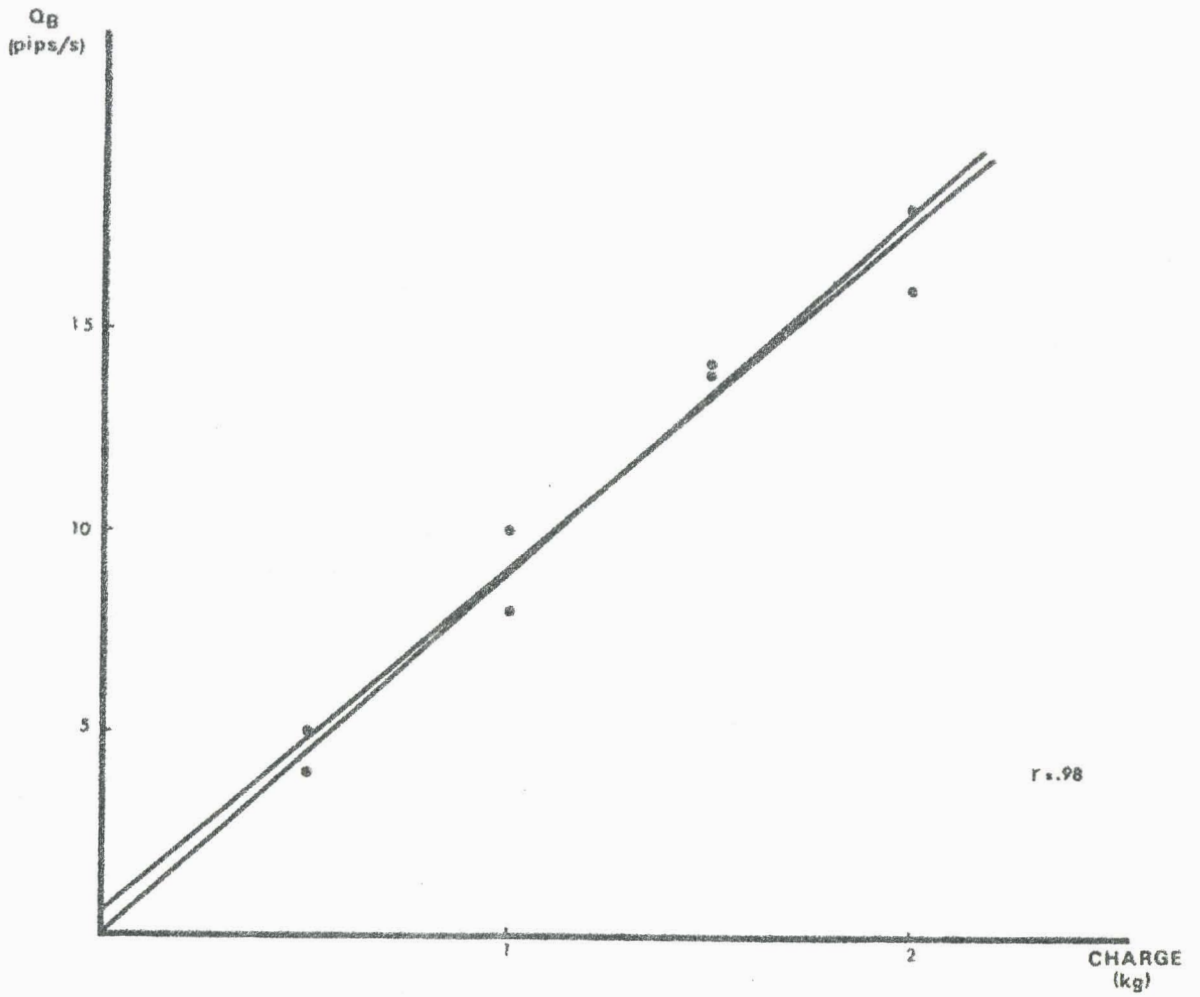
Entre les deux séries de mouvements d'un même examen et lors de la permutation des charges, une pause suffisante était respectée, afin d'éviter les risques de fatigue.

Une épreuve de travail statique, pratiquée au début et à la fin de chaque série avec des masses de 0.5, 1 et 2 kg maintenues au niveau du point stylien, fournissait la possibilité d'un contrôle de l'état de fatigue musculaire (v. SCHERRER et MONOD, 1960).

En outre, l'épreuve de travail statique permet éventuellement d'exprimer le nombre de pips correspondant à l'activité électrique intégrée dans une unité valable d'un examen à un autre.

En effet, comme l'ont montré TARDIEU et coll. (1963), "chez l'homme normal, la quantité d'électricité recueillie sur le biceps est suffisamment constante au cours d'une même séance lorsque le sujet porte un poids donné. Cette quantité varie plus notablement d'un jour à l'autre, les conditions paraissant identiques". Pour pallier cet inconvénient, nous avons considéré, lors de chaque expérience, l'activité électrique intégrée correspondant au maintien d'un poids pendant une seconde. La variation de l'activité électrique intégrée (en pips par seconde) en fonction de la charge maintenue (en kg) étant sensiblement linéaire (v. fig.13), on peut alors exprimer tout nombre de pips en une unité arbitraire, le kg statique seconde (BOUISSET et coll., 1963).

L'utilisation de cette unité arbitraire a l'avantage de pouvoir relier entre elles des expériences réalisées pour un même sujet, à des jours différents. Il est même parfois possible de relier



- Fig. 13 -

Graphique d'étalonnage du travail statique.
(65.12.10 - F.G.)



ainsi des expériences réalisées sur des sujets différents. L'étude du rapport des activités des muscles biceps et long supinateur au cours de l'épreuve statique semble indiquer la nécessité d'une constance de ce rapport entre les différents sujets pour que leurs unités arbitraires soient comparables. Le coefficient de transformation en kg statique seconde présente des variations intra-individuelles dues en grande partie aux paramètres qui déterminent la résistance inter-électrodes (distance et position des électrodes, degré de ponçage de la peau, etc...). De plus, sa valeur dépend de la position de l'avant-bras. C'est pourquoi, toutes les épreuves de travail statique ont été effectuées avec l'avant-bras placé perpendiculairement au bras.

L'utilisation d'un tel coefficient est discutable puisqu'au cours du mouvement le raccourcissement du muscle entraîne une variation de sa tension isométrique supposée constante dans le calcul du coefficient. Cependant, du fait de la limitation de l'excursion angulaire et du choix de la position de référence près de la longueur de repos L_0 , la variation de la tension isométrique semble, à l'examen de la courbe tension-longueur théorique, pouvoir être négligée. D'autre part, il faut noter le caractère purement arbitraire du coefficient ainsi défini : les pips comptés au cours de l'épreuve statique ne sont pas supposés avoir la même signification que ceux comptés au cours de l'épreuve dynamique : ils ne servent en quelque sorte qu'à un calibrage des activités électriques intégrées développées au cours des différents mouvements. On pourrait d'ailleurs imaginer la définition d'un autre coefficient de transformation ne faisant appel qu'à des épreuves dynamiques lorsqu'au cours de telles épreuves, une relation aussi sûre que celle

liant l'EMG intégré à la force isométrique aura été mise en évidence. Toutefois, les avantages qui résultent de l'utilisation d'un tel coefficient, aussi arbitraire soit-il, ne semblent ni obscurcir les résultats ni entraîner une augmentation de leur dispersion.

Comme il l'a été signalé dans la technique, l'approfondissement de certains résultats a nécessité la mise en oeuvre de deux expérimentations complémentaires. La première (GOUBEL et coll., 1968) a porté sur trois sujets effectuant des mouvements contre deux inerties correspondant aux conditions extrêmes de surcharges de l'expérimentation principale (0 et 3 kg). La seconde (LESTIENNE et GOUBEL, 1969 ; GOUBEL et BOUISSET, 1970) a porté sur quatre sujets et six inerties (surcharges de 0, 1, 2, 3, 4 et 5 kg). Pour ces deux expérimentations, l'ensemble du protocole a été identique à celui de l'expérimentation principale.

- CHAPITRE II -

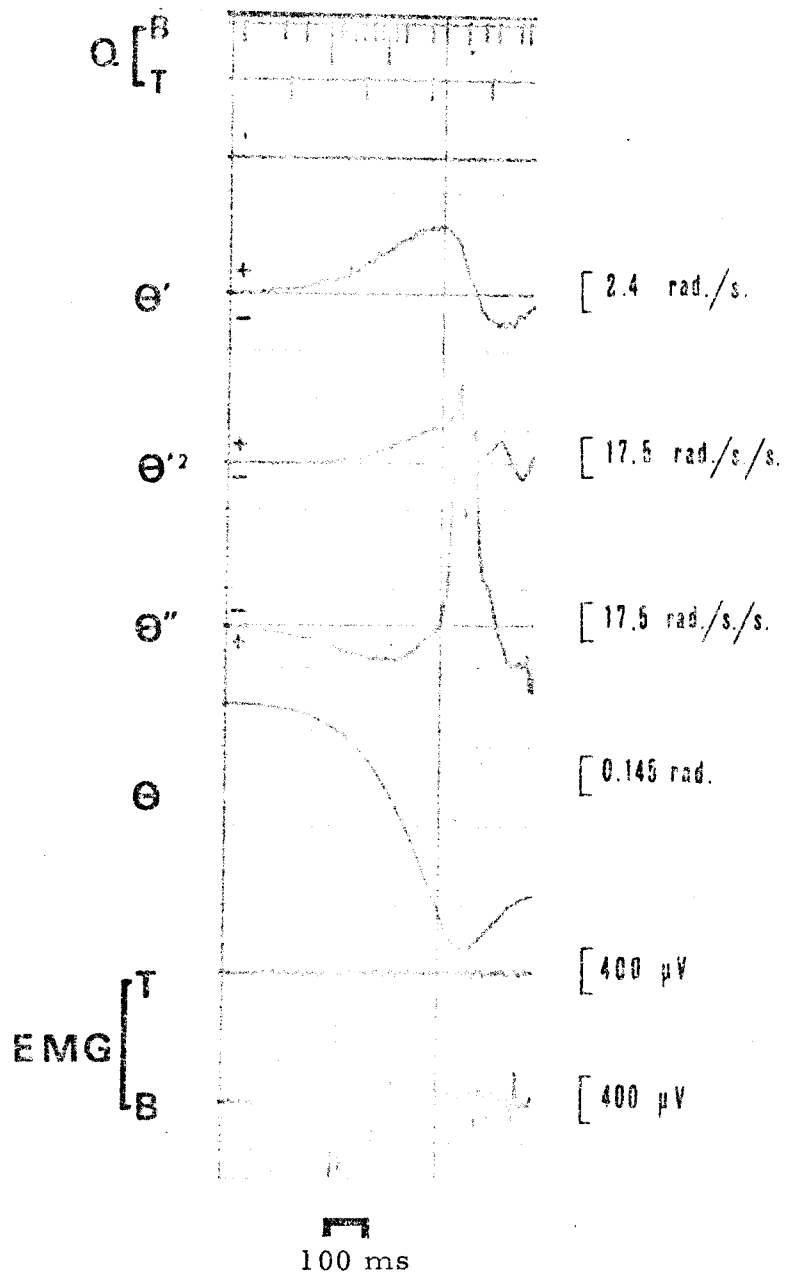
RESULTS

Après avoir décrit l'allure des tracés expérimentaux, nous exposerons la technique de dépouillement et examinerons les relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques. Enfin, nous procéderons à l'analyse statistique de ces résultats.

I - ALLURE DES TRACES EXPERIMENTAUX

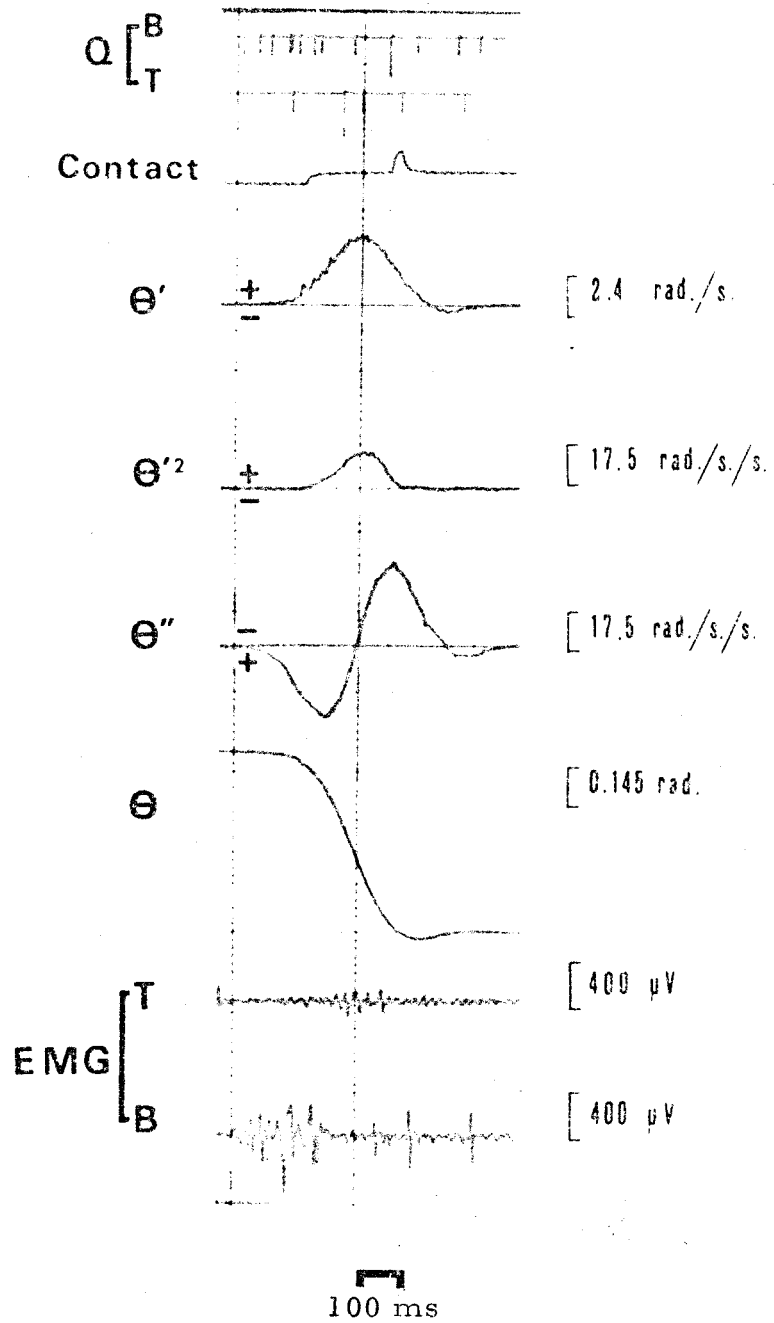
Neuf phénomènes sont simultanément enregistrés sur papier photodéveloppable. Les tracés expérimentaux (v. fig. 14 et 15) comportent de haut en bas :

- . l'activité électrique intégrée du biceps (Q_B)
- . l'activité électrique intégrée du triceps (Q_T)
- . la trace des contacts des cellules photoélectriques (contact), dans le cas du mouvement à arrêt volontaire
- . la vitesse angulaire (θ')



- Fig. 14 -

Enregistrement d'un mouvement de percussion
 (1 kg - 65.12.14 - F.L.)



- Fig. 15 -

Enregistrement d'un mouvement à arrêt volontaire
 (0 kg - 65.12.21 - F.G.)



- . l'accélération radiale (Θ'^2)
- . l'accélération tangentielle (Θ'')
- . le déplacement angulaire (Θ)
- . l'activité électrique globale du triceps (EMG T)
- . l'activité électrique globale du biceps (EMG B)

1 - Allure des tracés électromyographiques

Les activités électriques globales se présentent sous forme d'une série de variations de potentiels dont l'amplitude et la fréquence varient selon l'inertie utilisée et la vitesse d'exécution du mouvement. L'activité électrique de l'agoniste débute toujours avant le mouvement et persiste souvent après l'arrêt, qu'il soit volontaire ou en butée. Au cours du mouvement à arrêt volontaire on observe généralement un silence électrique de l'agoniste et, pendant le même laps de temps, une mise en jeu de l'antagoniste (v. fig. 15). Certains types de mouvements peuvent d'ailleurs présenter un silence électrique commun, c'est-à-dire un intervalle de temps pendant lequel n'apparaît aucune activité électromyographique ni sur le muscle agoniste, ni sur le muscle antagoniste. La durée du silence a pu être reliée à la valeur maximale du moment de la force développée au cours du mouvement (v. LESTIENNE et BOUISSET, 1969). Quant à l'activité de l'antagoniste, elle correspond à une phase de freinage et peut devenir très importante lors d'un mouvement effectué à vitesse rapide.

Les activités électriques intégrées Q_B et Q_T apparaissent sous forme de pips perpendiculaires à la ligne de base. Leur nombre est proportionnel à la surface totale de l'électromyogramme global et le réglage adopté se traduit par une fréquence de 125 pips par seconde pour 1 volt.

2 - Allure des tracés mécaniques

Nous envisagerons successivement le cas du mouvement de percussion et le cas du mouvement à arrêt volontaire.

a) mouvement de percussion (fig. 14)

En fin de mouvement, l'allure régulière des tracés mécaniques est perturbée par une suite d'oscillations plus ou moins amples. Ces oscillations qui correspondent à la percussion du segment corporel sur la butée ne seront pas étudiées ici.

. vitesse et accélération radiale :

Les courbes sont monophasiques. La vitesse croît lentement jusqu'à une valeur maximale, décroît très rapidement et s'annule. Le tracé d'accélération radiale suit celui de la vitesse, ce qui est conforme à la cinématique.

. accélération tangentielle :

Le tracé est d'allure monophasique. Il croît, passe par un maximum, décroît brusquement et s'annule. Au zéro d'accélération tangentielle correspond le maximum de vitesse.

. déplacement angulaire :

La forme du tracé qui varie considérablement avec la vitesse d'exécution du mouvement, est celle d'un S tronqué. La courbe présente toujours un point d'inflexion qui correspond au maximum de vitesse.

b) mouvement à arrêt volontaire (fig. 15)

Dans ce cas, les perturbations affectant l'allure des tracés mécaniques en fin de mouvement sont limitées à une ou deux oscillations de très faible amplitude. Celles-ci sont vraisemblablement en rapport avec la précision requise pour l'arrêt.

et correspondent à des petits mouvements autour du repère. Ils sont désignés dans la littérature sous le terme de "mouvements d'ajustement" ou encore de "mouvements secondaires" (v. LESTIENNE, 1970). Ce sont les "mouvements primaires" ou "mouvements de transport" qui seront essentiellement considérés ici.

. vitesse et accélération radiale :

Les tracés sont monophasiques et les décroissances sont beaucoup moins brusques que lors du mouvement de percussion.

. accélération tangentielle :

L'allure du tracé est diphasique. A la première onde qui correspond à l'accélération du système mobile fait suite une onde de décélération liée à l'activité freinatrice des muscles antagonistes.

. déplacement angulaire :

Ce tracé est ici en forme de S non tronqué, le point d'inflexion se situant beaucoup plus près du début du mouvement du fait de la décroissance plus lente de la vitesse.

II - TECHNIQUE DE DEPOUILLEMENT

1 - Détermination de la durée du mouvement

Afin de comparer rigoureusement les deux types de mouvements, il s'avérait nécessaire de leur déterminer une durée commune. Les phases freinatrices variant avec le type d'arrêt, nous n'avons considéré que les phases motrices de ces mouvements.

Le début du mouvement est figuré par une ligne verticale passant par le point où la courbe Θ'' quitte la ligne de base. Cette verticale coupe la courbe Θ' en un point analogue, plus difficile à déterminer car, en début de mouvement, la vitesse croît beaucoup plus lentement que l'accélération.

La fin du mouvement est aisément repérable. Au maximum de vitesse et d'accélération radiale correspond le zéro d'accélération tangentielle. Il suffit donc de tracer une ligne verticale joignant ces trois points (v. fig. 14 et 15).

2 - Dépouillement des variables mécaniques

Nous avons mesuré essentiellement le maximum d'accélération tangentielle ($\int t$) et le maximum de vitesse (V). Des étalonnages préalables ont permis de chiffrer ces résultats en unités physiques.

a) étalonnage de la vitesse

Le maximum de vitesse, mesuré en mm, peut être évalué en mm/s à partir de la tangente au tracé goniométrique en son point d'inflexion. Connaissant la valeur de l'angle de rotation, on peut calculer la valeur en radians d'un mm de tracé

goniométrique puis transformer les mm/s en rad/s. L'erreur commise lors de la mesure est d'environ 2 p.100.

b) étalonnage de l'accélération tangentielle

L'accéléromètre tangentiel peut être étalonné directement en calculant la déviation de son spot pour deux positions verticales (± 1 g). Connaissant la distance de l'accéléromètre à l'axe de rotation, on transforme alors la valeur de g en rad/s/s.

Des étalonnages échelonnés sur plusieurs mois ont montré que les valeurs ainsi trouvées pouvaient présenter certaines fluctuations. Bien que notre expérimentation principale ait été effectuée en un mois, nous avons préféré utiliser un étalonnage par différentiation de la vitesse, qui ne présente aucune variation temporelle : on évalue l'accélération maximum en mm/s à partir de la tangente au tracé de vitesse en son point d'inflexion ; connaissant la valeur en rad/s d'un mm de tracé de vitesse, on a alors l'accélération maximum en rad/s/s.

L'erreur commise lors de la mesure est d'environ 5 p.100.

3 - Dépouillement des activités électriques intégrées

Généralement, il suffit de compter les pips pendant la durée du mouvement précédemment définie et d'utiliser si nécessaire le coefficient de transformation en kg statique seconde proposé plus haut. Il s'agit donc d'une appréciation globale de la quantité d'électricité débitée par le muscle au cours du mouvement.

Cependant, en l'absence de tout mouvement, on observe sur l'électromyogramme global une activité de base qui, intégrée, se traduit par un nombre de pips par seconde sensiblement constant pour une même expérience. Dans nos premières expériences, nous avons calculé l'activité de base correspondant à chaque mouvement et l'avons déduite de l'activité intégrée enregistrée. Par la suite, nous avons modifié le seuil d'intégration de l'intégrateur EMO de telle façon que le nombre de pips correspondant à l'activité de base soit négligeable (1 par seconde).

III - RELATIONS ENTRE L'EMG INTEGRE ET LES GRANDEURS BIOMECHANIQUES

1 - Relation entre l'EMG intégré et l'accélération :

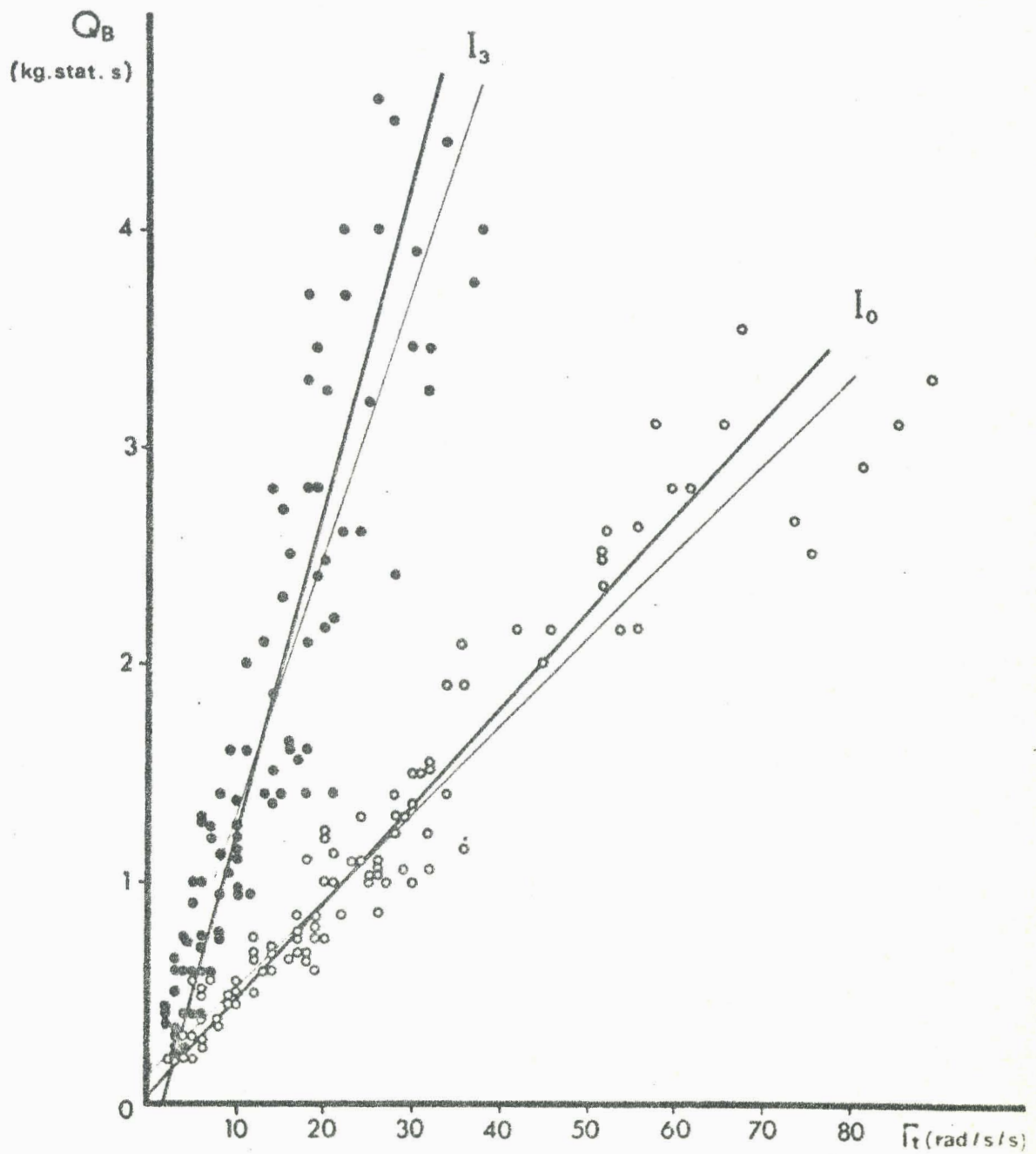
$$Q = f(\dot{t})$$

A l'EMG intégré (Q), on associe la valeur maximale de l'accélération tangentielle (\dot{t}) du mouvement correspondant. Quelles que soient l'inertie et la finalité du mouvement considérées, les résultats font apparaître l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle maximum (v. fig. 16 et 17). Pour un type de mouvement donné, on observe une croissance de la pente des droites avec l'inertie (v. fig. 16). Pour une inertie donnée, la pente de la droite est plus faible pour un mouvement à arrêt par visée que pour un mouvement de percussion (v. fig. 17).

2 - Relation entre l'EMG intégré et la vitesse :

$$Q = f(V)$$

A l'EMG intégré (Q), on associe la valeur maximale de la vitesse (V) du mouvement correspondant. Quelles que soient l'inertie et la finalité du mouvement considérées, il apparaît une relation quadratique entre l'EMG intégré et la vitesse maximum (v. fig. 18). La courbure des graphiques augmente avec l'inertie mais, pour une même inertie, il semble que les points correspondant aux deux types de mouvements puissent être regroupés sur un même graphique (v. fig. 19).

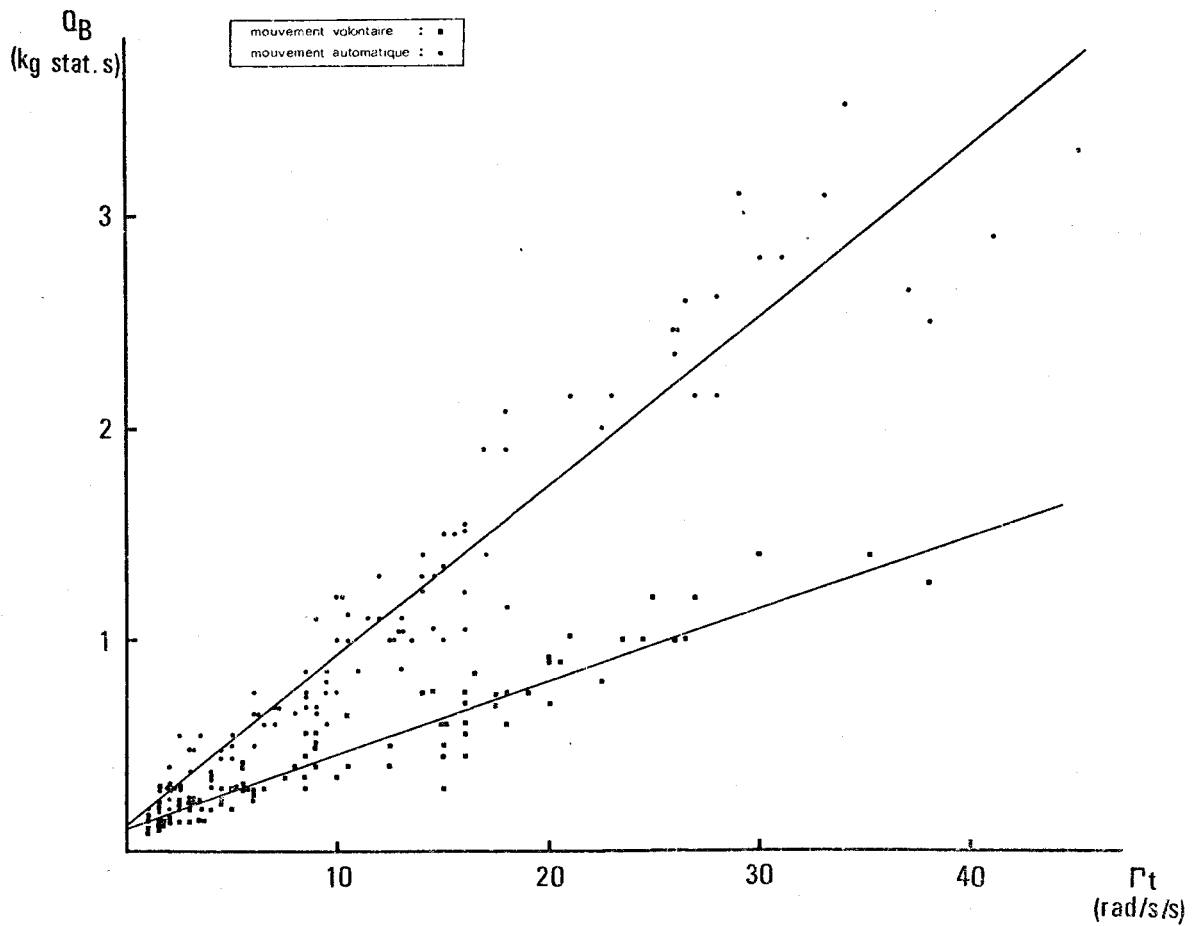


- Fig. 16 -



Effet de l'inertie sur la pente de la relation $Q_B = f(\Gamma_t)$.

Le graphique a été réalisé pour le mouvement de percussion effectué sans surcharge (I_0) et avec une surcharge de 3 kg (I_3). Il concerne les quatre sujets qui ont été examinés chacun deux fois.

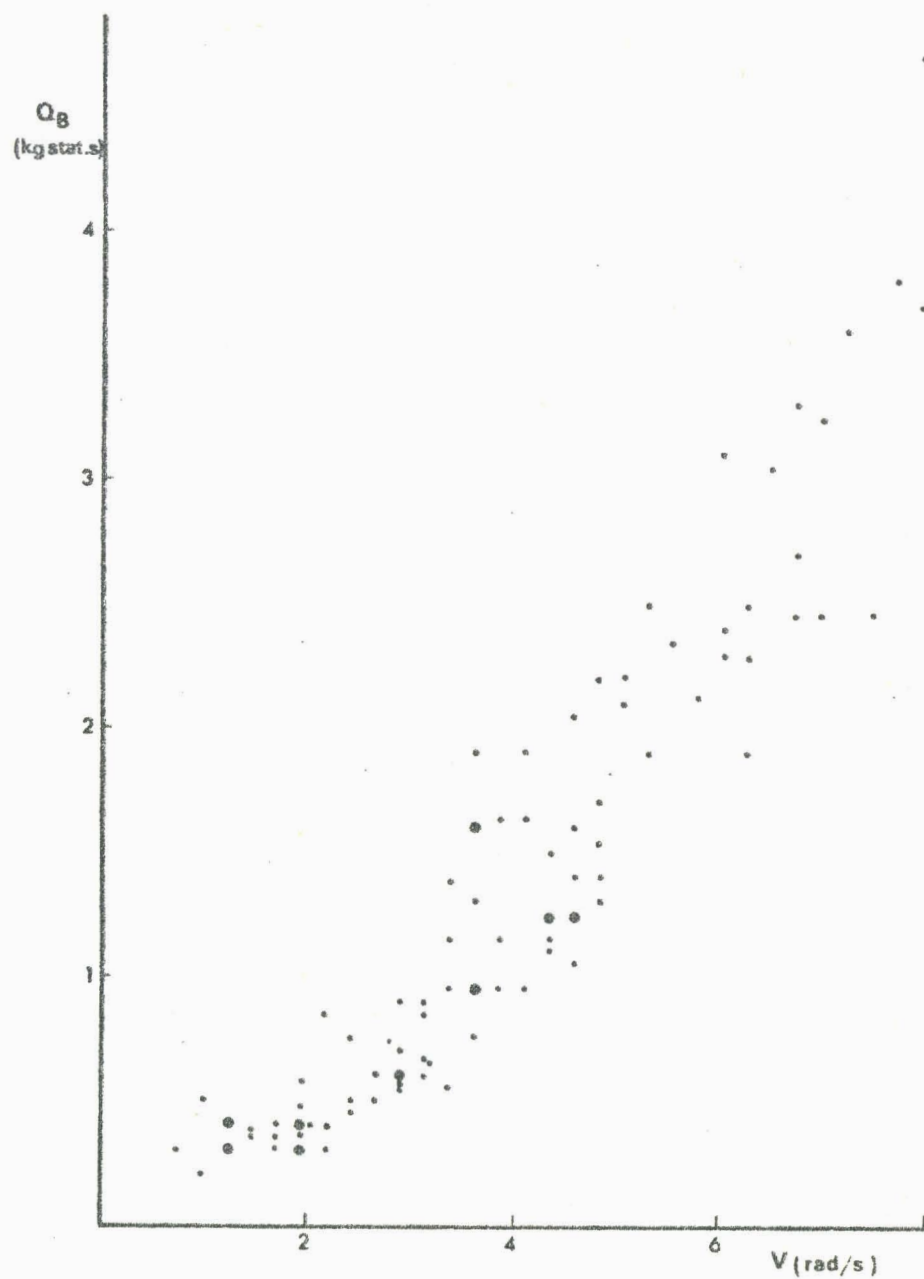


- Fig.17 -

Effet de la finalité du mouvement sur la pente de la relation $Q_B = f(\Gamma_t)$.

Le graphique a été réalisé avec les résultats obtenus sur les quatre sujets examinés chacun deux fois et effectuant des mouvements sans surcharge (0 kg).



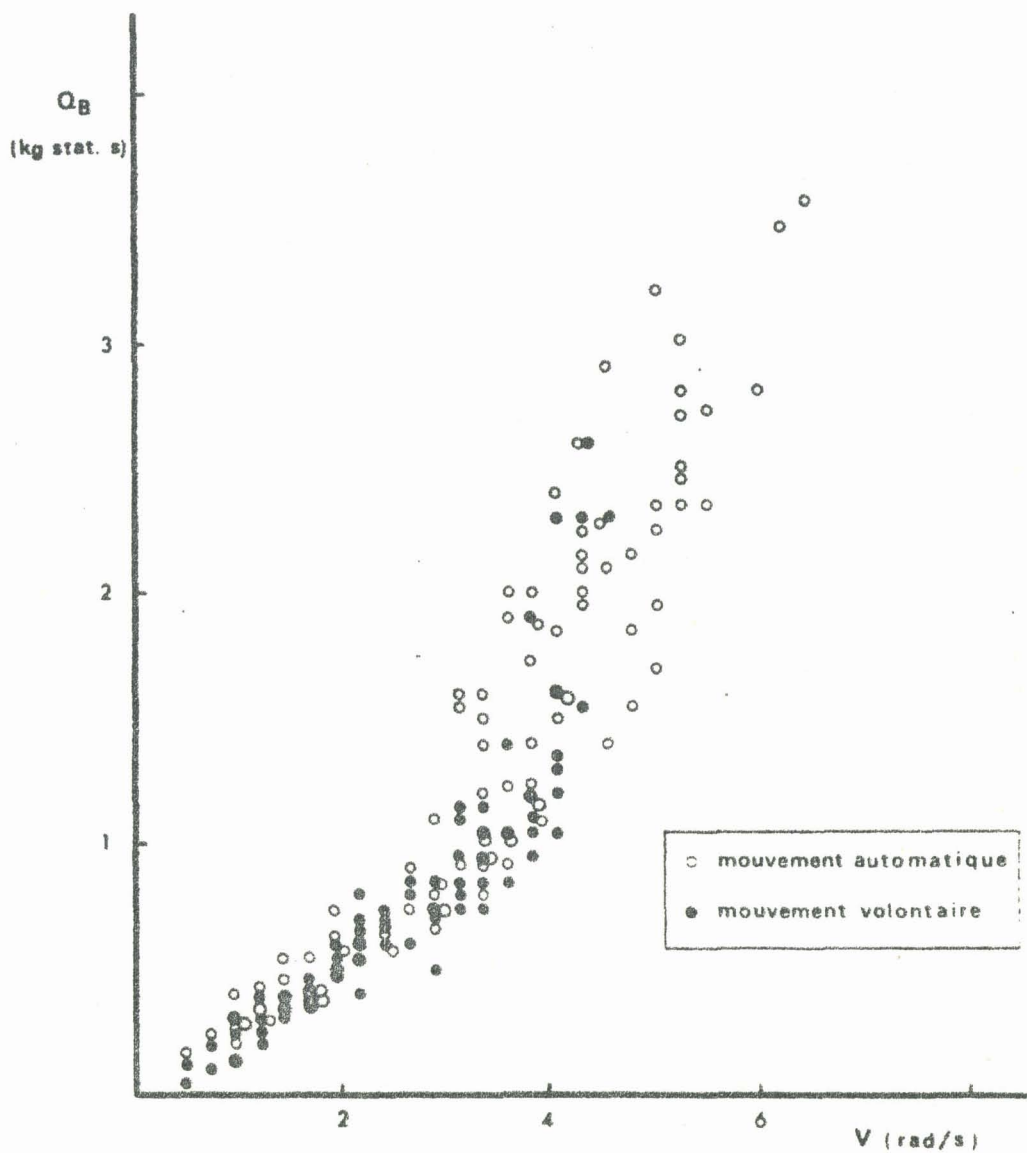


- Fig.18 -

Relation entre l'EMG intégré et la vitesse maximum.



Le graphique a été réalisé pour le mouvement de percussion effectué avec une surcharge de 1 kg et pour quatre sujets examinés chacun deux fois.



- Fig. 19 -

Indépendance de la relation $Q_B = f(V)$ vis à vis de la finalité du mouvement.

Le graphique a été réalisé pour la surcharge de 2 kg et pour quatre sujets examinés chacun deux fois.

UNIVERSITÉ
LILLE

3 - Relation entre l'EMG intégré et l'énergie cinétique
ou le travail : $Q = f(W)$

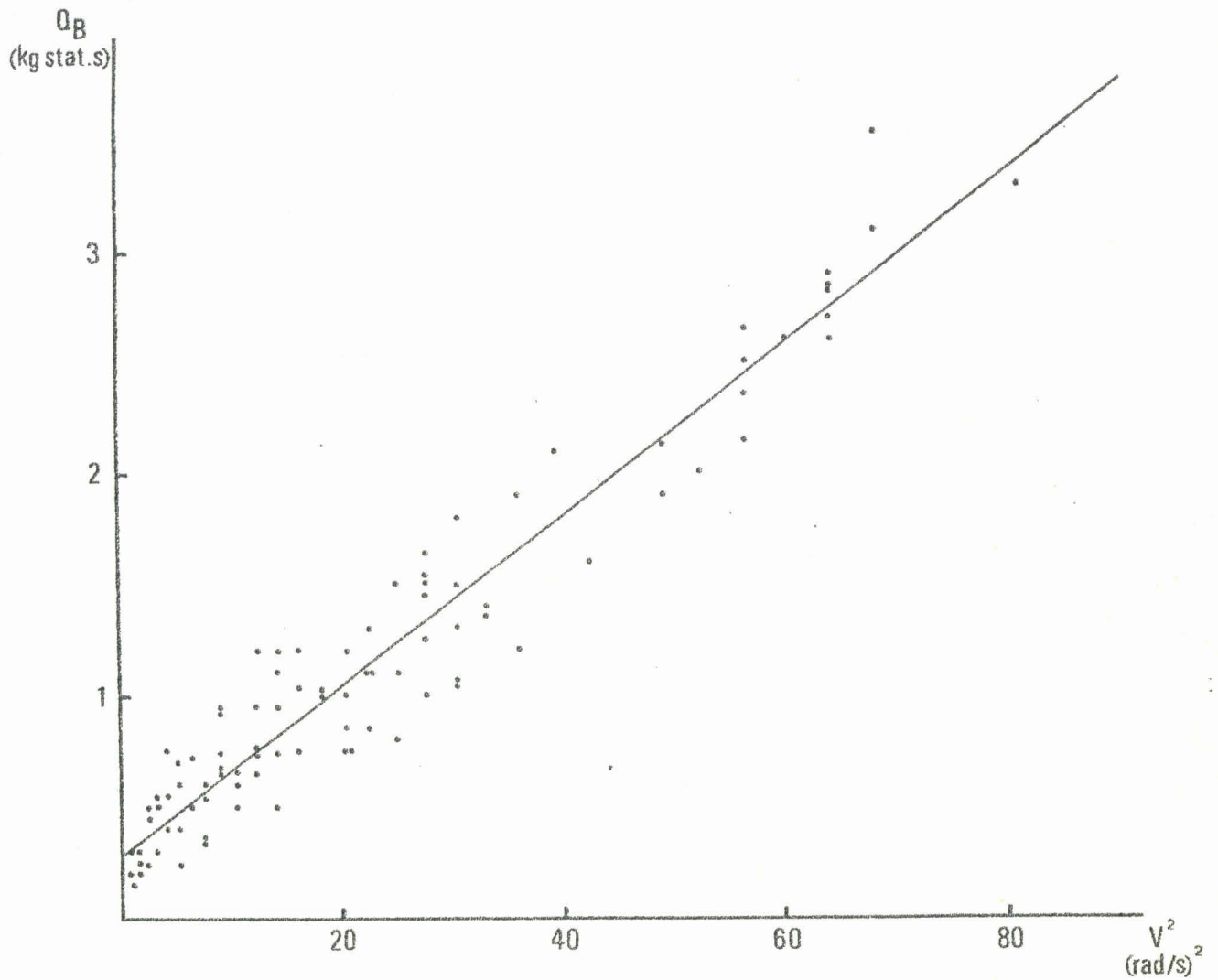
A partir des courbes quadratiques précédentes, il est possible d'établir l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et le carré de la vitesse (V^2) dont la pente dépend, comme plus haut, de l'inertie (v. fig. 20 et 21). En outre, il semble que pour une même inertie l'on n'observe plus, semble-t-il, de différence significative entre les pentes selon la nature de l'arrêt du mouvement (v. fig. 22).

Connaissant le moment d'inertie (I) du système mobile, - déterminé pour chaque surcharge - ainsi que celui de l'avant-bras, - estimé en moyenne égal à 0.059 kg.m^2 (FENN, 1938) - il est possible de calculer l'énergie cinétique ($W = \frac{IV^2}{2}$) en vraie grandeur. On peut alors représenter sur un même graphique la relation entre l'EMG intégré et l'énergie cinétique, correspondant aux quatre inerties considérées. La relation est linéaire, la pente n'étant pas affectée par l'inertie (v. fig. 23).

On sait que la variation d'énergie cinétique d'un système constitue une expression du travail mécanique effectué par les forces appliquées à ce système. Les résultats qui précèdent signifient donc l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique fourni par l'ensemble des forces mises en jeu pendant la phase correspondante du mouvement.

4 - Relation entre la vitesse maximum et l'accélération
tangentielle maximum : $V = f(\int t)$

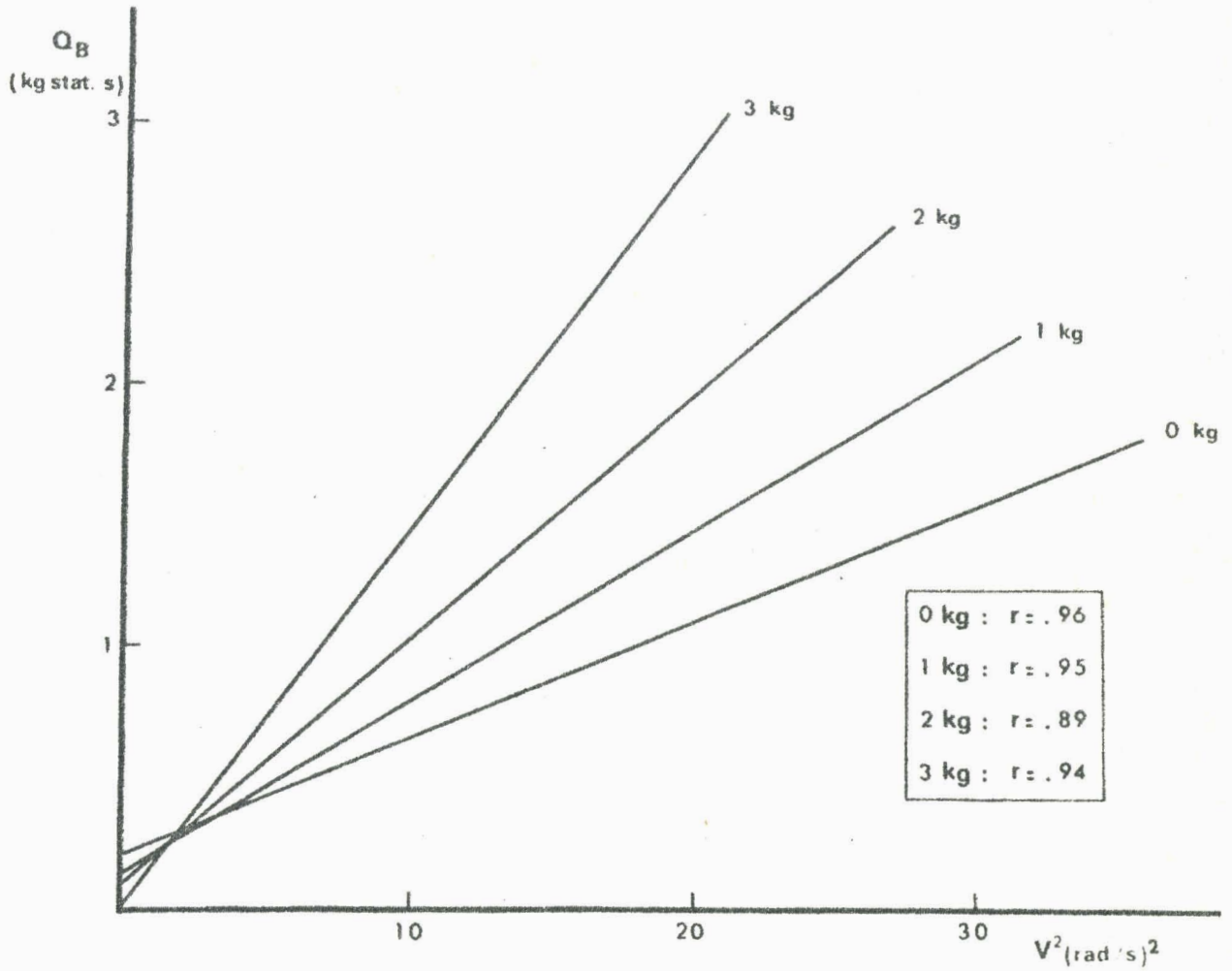
Les figures 24 et 25 montrent qu'il existe une relation curvilinéaire entre V et $\int t$, ce qui était prévisible connaissant



- Fig. 20 -

Relation entre l'EMG intégré et le carré de la vitesse maximum.

Le graphique a été réalisé pour le mouvement de percussion effectué sans surcharge et pour quatre sujets examinés chacun deux fois.

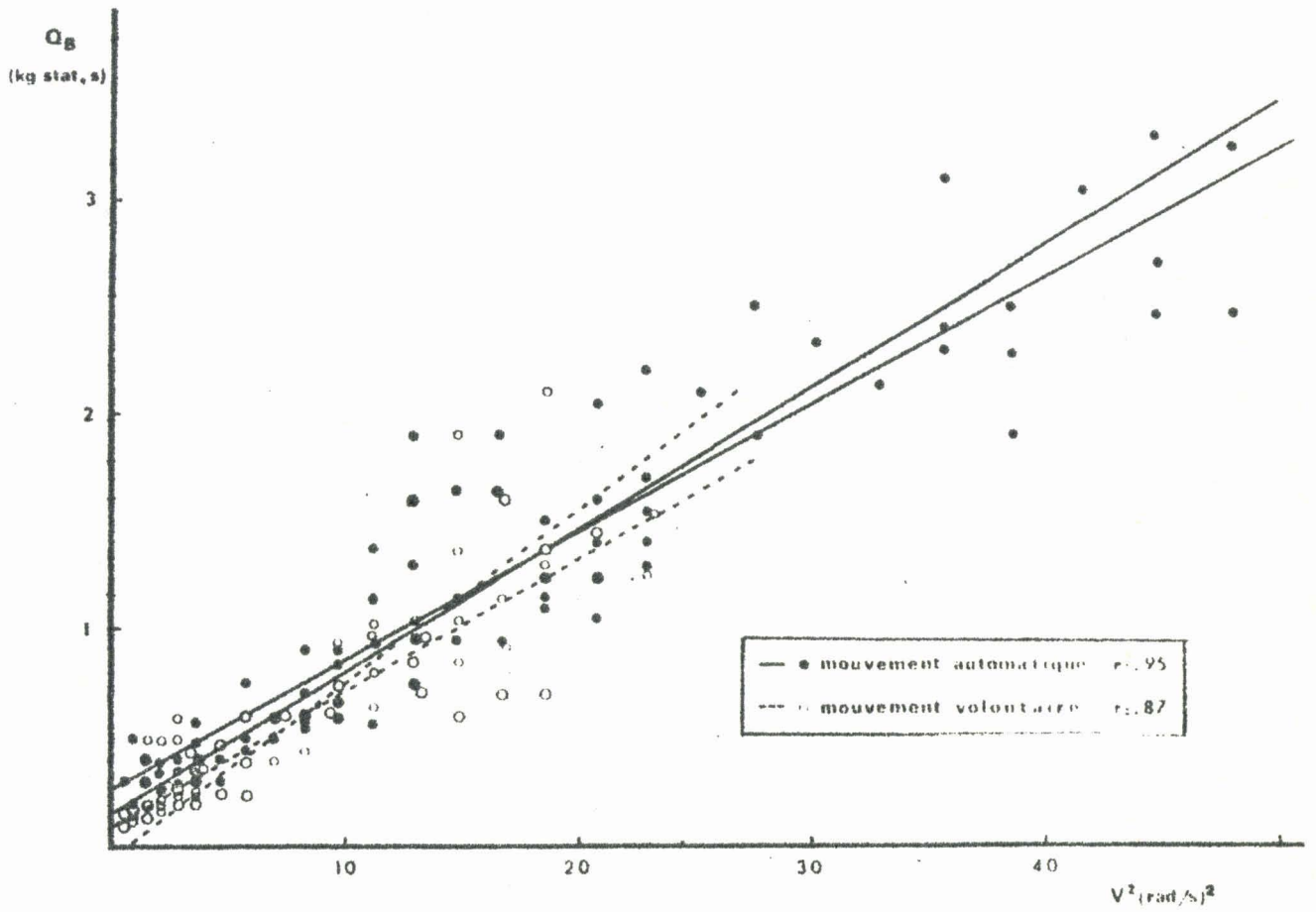


- Fig. 21 -

Effet de l'inertie sur la pente de la relation $Q_B = f(V^2)$.

Le graphique a été réalisé pour le mouvement de percussion et les quatre conditions d'inertie. Il concerne les quatre sujets qui ont été examinés chacun deux fois.



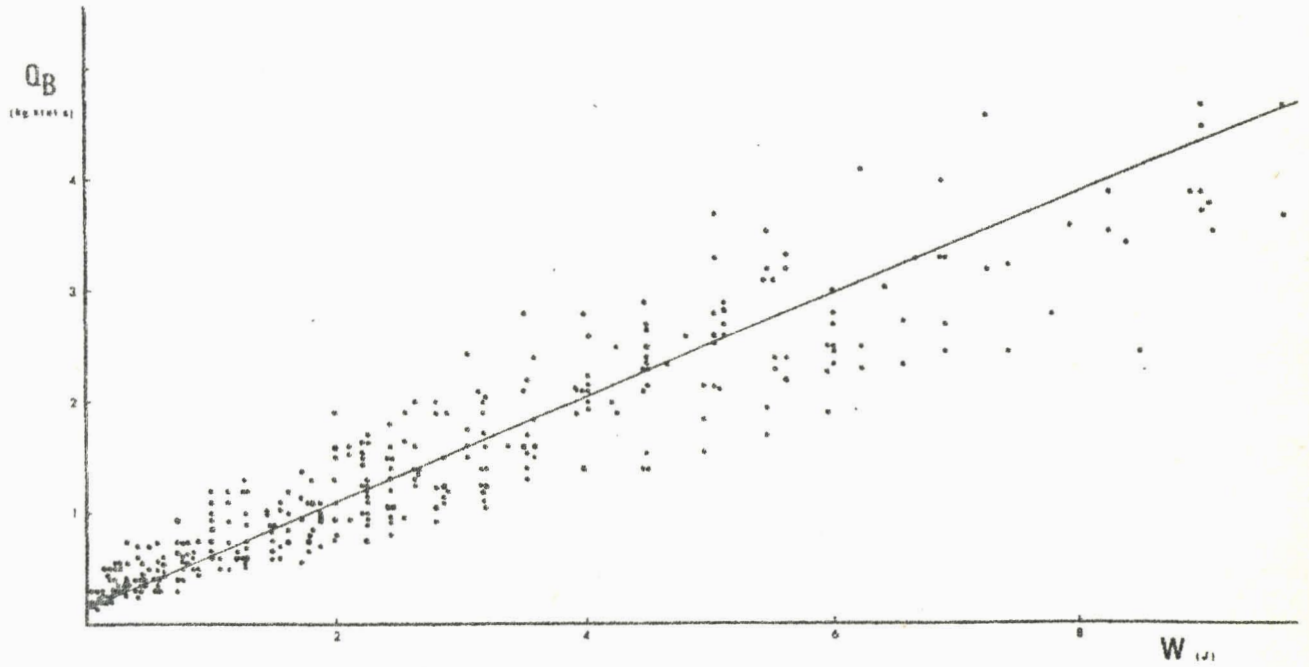


- Fig. 22 -

BUS
LILLE

Indépendance de la relation $Q_B = f(V^2)$ vis à vis de la finalité du mouvement.

Le graphique a été réalisé pour la surcharge de 1 kg. Il concerne les quatre sujets examinés chacun deux fois.



- Fig. 23 -

Relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique.

Le graphique a été réalisé pour le mouvement de percussion et les quatre conditions d'inertie. Il regroupe les résultats obtenus sur les quatre sujets examinés chacun deux fois.



les relations entre l'EMG intégré et ces deux variables. Il n'y a pas d'influence de l'inertie sur l'allure de la relation (fig. 24) dont la courbure ne varie qu'avec le type d'arrêt (fig. 25).

A partir de ces courbes, il est possible d'établir l'existence de relations $V^2 = f(\int t)$ qui, elles, sont linéaires (v. fig. 26).

5 - Relation entre l'EMG intégré et la force :

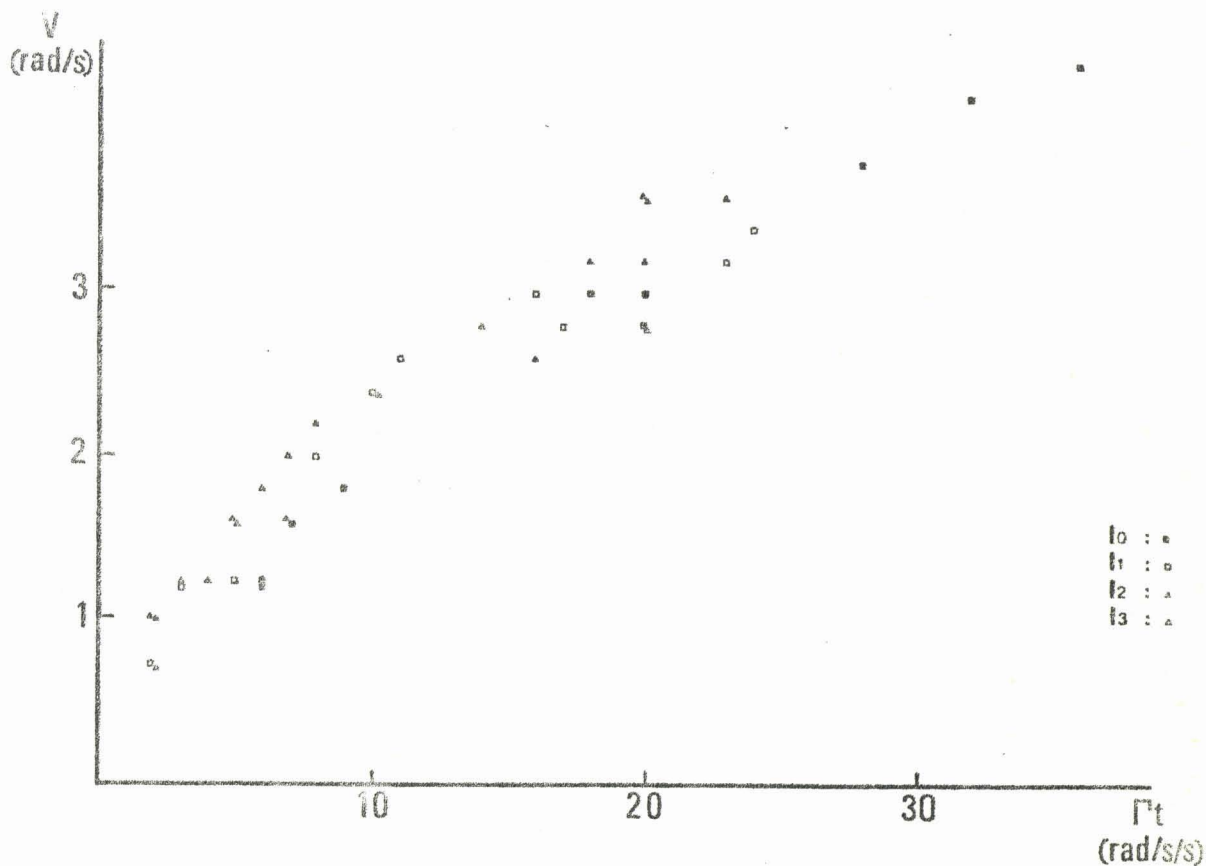
$$Q = f(F)$$

En appliquant le théorème du moment cinétique au système mécanique formé du bras, de l'avant-bras et du biceps, on montre l'existence d'une relation entre l'accélération tangentielle et la force résultante rapportée au biceps (v. page 22).

Ayant établi l'existence d'une relation entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle, il nous a paru intéressant d'étudier la relation entre l'EMG intégré et la valeur maximale de la force musculaire.

A cet effet, nous avons réalisé une série expérimentale complémentaire (GOUBEL et BOUISSET, 1969) où, au cours de mouvements à arrêt volontaire, nous avons adjoint à l'enregistrement de Θ'' celui de F dont le calcul est effectué à chaque instant par un calculateur analogique (v. page 23).

Si l'on représente la variation de l'EMG intégré du biceps (Q_B) en fonction de la force (F), on remarque que cette relation est linéaire et que sa pente ne semble pas affectée par l'inertie (v. fig. 27).



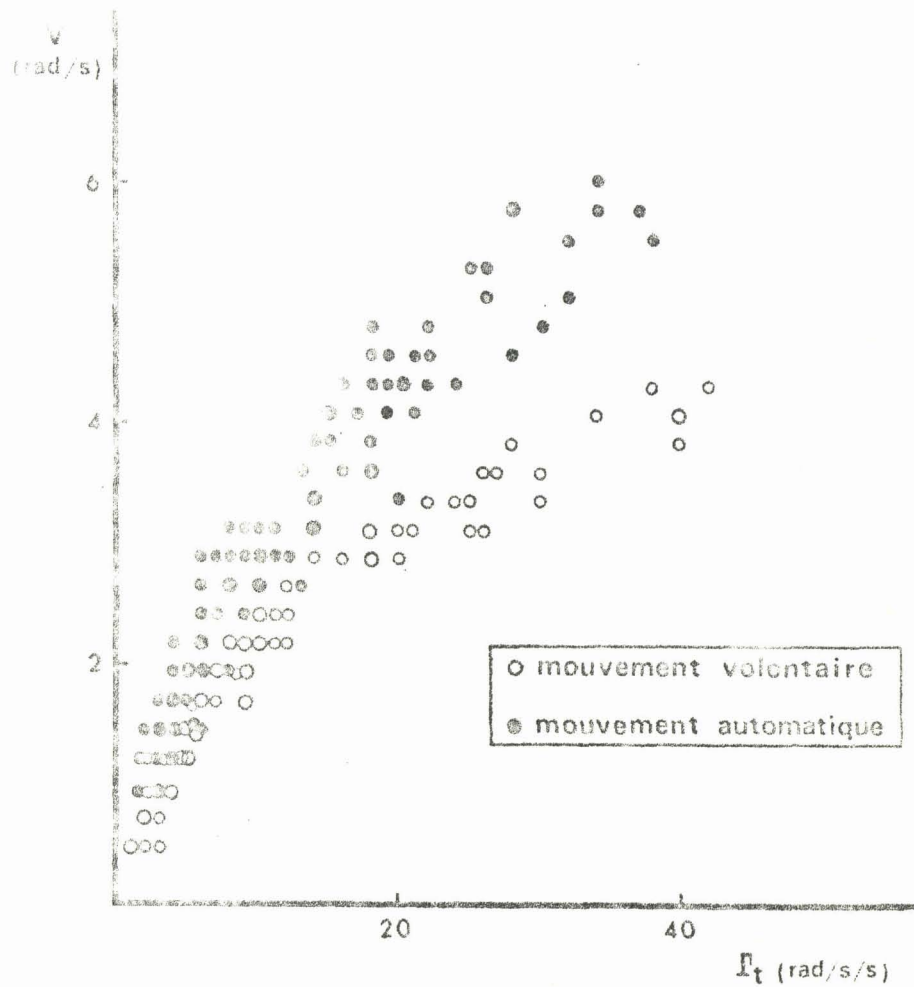
- Fig. 24 -



Indépendance de la relation $V = f(\Gamma t)$ vis à vis de l'inertie.

Le graphique a été réalisé avec les résultats obtenus sur un sujet effectuant des mouvements de percussion dans quatre conditions d'inertie.

(65.11.30 - J. C. C.)

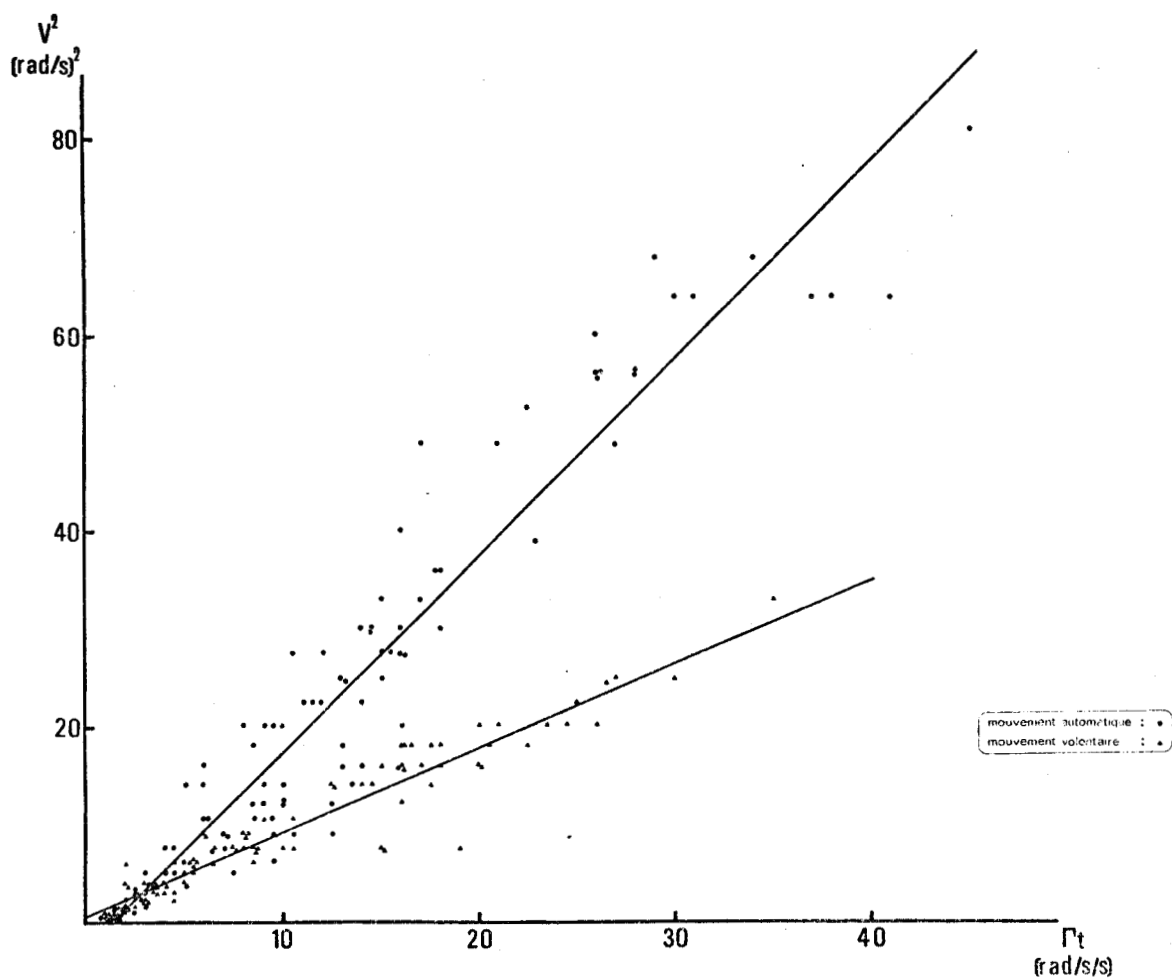


- Fig. 25 -

Influence de la finalité du mouvement sur la courbure de la relation $V = f(\Gamma_t)$.

Le graphique a été réalisé pour la surcharge de 3 kg. Il concerne les quatre sujets examinés chacun deux fois.



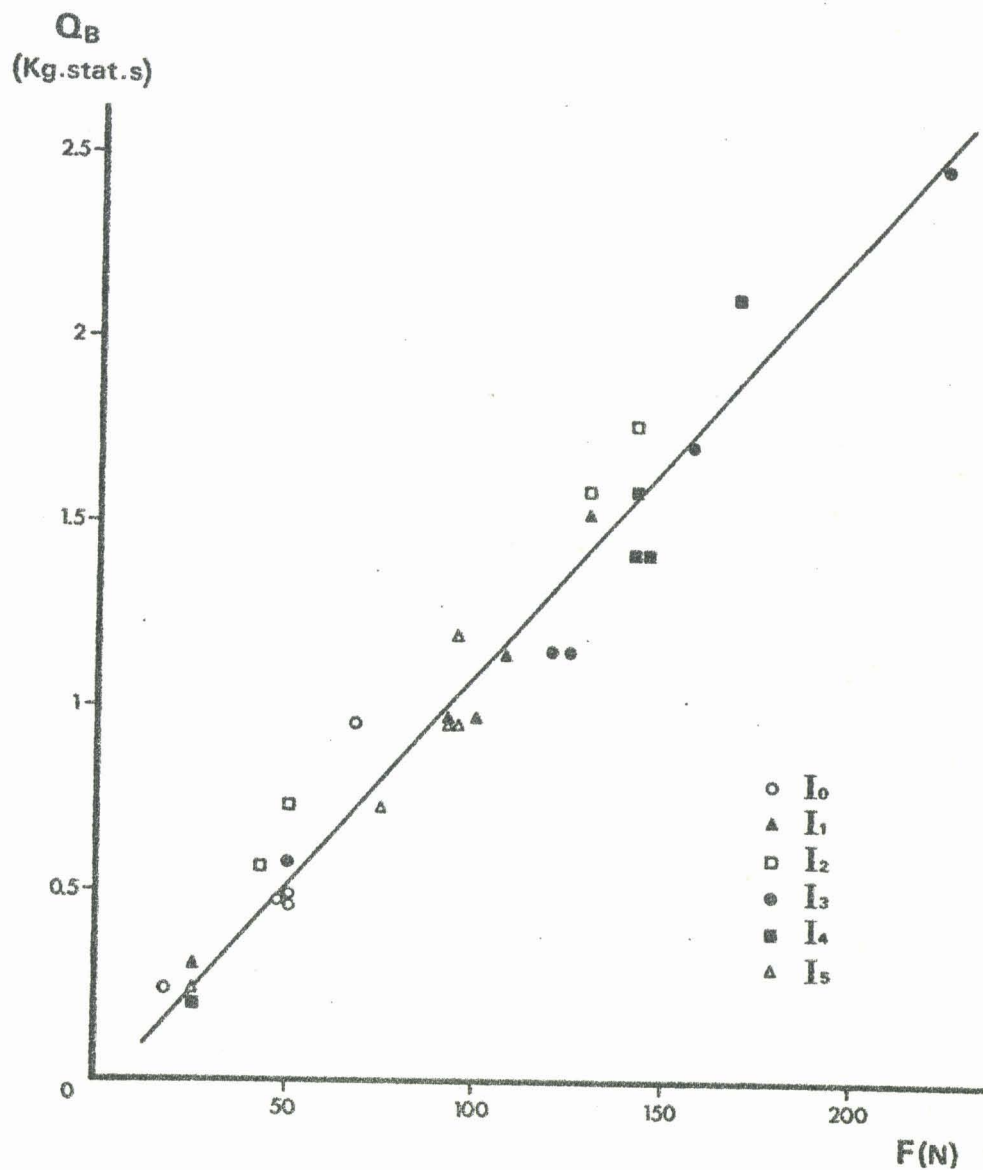


- Fig. 26 -



Influence de la finalité du mouvement sur la pente de la relation $V^2 = f(\Gamma t)$.

Le graphique a été réalisé pour des mouvements effectués sans surcharge (0 kg) et pour les quatre sujets examinés chacun deux fois.



- Fig. 27 -

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.)



IV - ANALYSE STATISTIQUE DES RESULTATS

1 - Cas des relations linéaires

Si deux variables x et y semblent être liées par une relation linéaire, on peut calculer à partir des couples de valeurs observées (x, y) deux droites de régression et estimer l'étroitesse de la liaison entre les deux variables à partir du calcul d'un coefficient de corrélation.

Théoriquement, ce calcul n'est valable que lorsque les distributions (x, y) sont normales. L'expérimentateur indiquant au sujet la vitesse à laquelle il doit effectuer son mouvement, il nous a été possible d'obtenir des distributions de x (variable mécanique) ne s'écartant pas trop de la normale. Par contre, en ce qui concerne y (EMG intégré), il était impossible de prévoir l'allure de sa distribution. Toutefois, on admet généralement que le test est robuste si au moins l'une des deux distributions est sensiblement normale et si l'effectif de l'échantillon est assez grand, ce qui est généralement le cas ici.

FAVERGE (1963) a proposé un calcul pratique du coefficient de corrélation r de BRAVAIS-PEARSON dont une étape est constituée par la mise en équation des deux droites de régression.

Ainsi, à partir de la somme des N valeurs (T_x, T_y) , de la somme de leurs carrés $(\sum x^2, \sum y^2)$, de la somme de leurs produits $(\sum xy)$ et des moyennes de ces valeurs $(m_x = \frac{T_x}{N}$ et $m_y = \frac{T_y}{N})$, il est possible de calculer :

. les coefficients a et b de la droite de régression de y en x ($y = ax + b$) par les formules :

$$a = \frac{\sum xy - \frac{T_x \cdot T_y}{N}}{\sum x^2 - \frac{(T_x)^2}{N}} \qquad b = m_y - a m_x$$

. les coefficients a' et b' de la droite de régression de x en y ($x = a'y + b'$) :

$$a' = \frac{\sum xy - \frac{T_x \cdot T_y}{N}}{\sum y^2 - \frac{(T_y)^2}{N}} \qquad b' = m_x - a' m_y$$

. le coefficient de corrélation r de Bravais-Pearson :

$$r = \frac{\sum xy - \frac{T_x \cdot T_y}{N}}{\sqrt{\left(\sum x^2 - \frac{(T_x)^2}{N}\right) \left(\sum y^2 - \frac{(T_y)^2}{N}\right)}}$$

Des tables donnent les valeurs significatives de r en fonction du nombre de degrés de liberté et du seuil de probabilité choisi.

Les courbes $Q = f(\bar{I}^2)$, $Q = f(V^2)$, $V^2 = f(\bar{I}^2)$ et $Q = f(F)$, ont fait l'objet d'un calcul de r pour chaque sujet, chaque inertie et chaque type de mouvement. La valeur de r s'est révélée hautement significative.

Les tableaux I à III donnent les valeurs de r , calculées sur les courbes regroupant les résultats obtenus sur les différents sujets. On remarquera que ces valeurs sont aussi très significatives.

- TABLEAU I -

RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE ET L'ACCELERATION

$Q = f(l't)$		0 kg	1 kg	2 kg	3 kg
Mouvement de percussion	r	0.96	0.96	0.92	0.90
	N	97	90	97	90
Mouvement à arrêt volontaire	r	0.95	0.91	0.96	0.96
	N	95	91	90	88

BUS
VILLE

- TABLEAU II -

RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE
ET LE CARRE DE LA VITESSE

$Q = f(V^2)$		0 kg	1 kg	2 kg	3 kg
Mouvement de percussion	r	0.96	0.95	0.89	0.94
	N	95	93	94	90
Mouvement à arrêt volontaire	r	0.93	0.87	0.91	0.94
	N	89	93	91	90

- TABLEAU III -

RELATION ENTRE LE CARRE DE LA VITESSE
ET L'ACCELERATION

$V^2 = f(\Gamma t)$		0 kg	1 kg	2 kg	3 kg
Mouvement de percussion	r	0.96	0.82	0.95	0.96
	N	97	94	98	93
Mouvement à arrêt volontaire	r	0.95	0.98	0.96	0.95
	N	94	94	91	92

En ce qui concerne la relation $Q = f(F)$, le coefficient r a pu être calculé à partir des points expérimentaux correspondant aux six conditions d'inertie étudiées. Sa valeur s'est révélée très significative ($r \approx 0.98$ pour chaque sujet, avec $N \approx 30$).

Le tableau IV donne les valeurs de r calculées à partir des courbes $Q = f(W)$ regroupant, pour l'ensemble des sujets, les résultats obtenus dans les quatre conditions d'inertie. Chaque test porte ainsi sur près de 400 points expérimentaux et les valeurs des r restent très significatives.

- TABLEAU IV -

RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE
ET LE TRAVAIL MECANIQUE

$Q = f(W)$	r	N
Mouvement de percussion	0.94	351
Mouvement à arrêt volontaire	0.90	372

2 - Cas des relations quadratiques

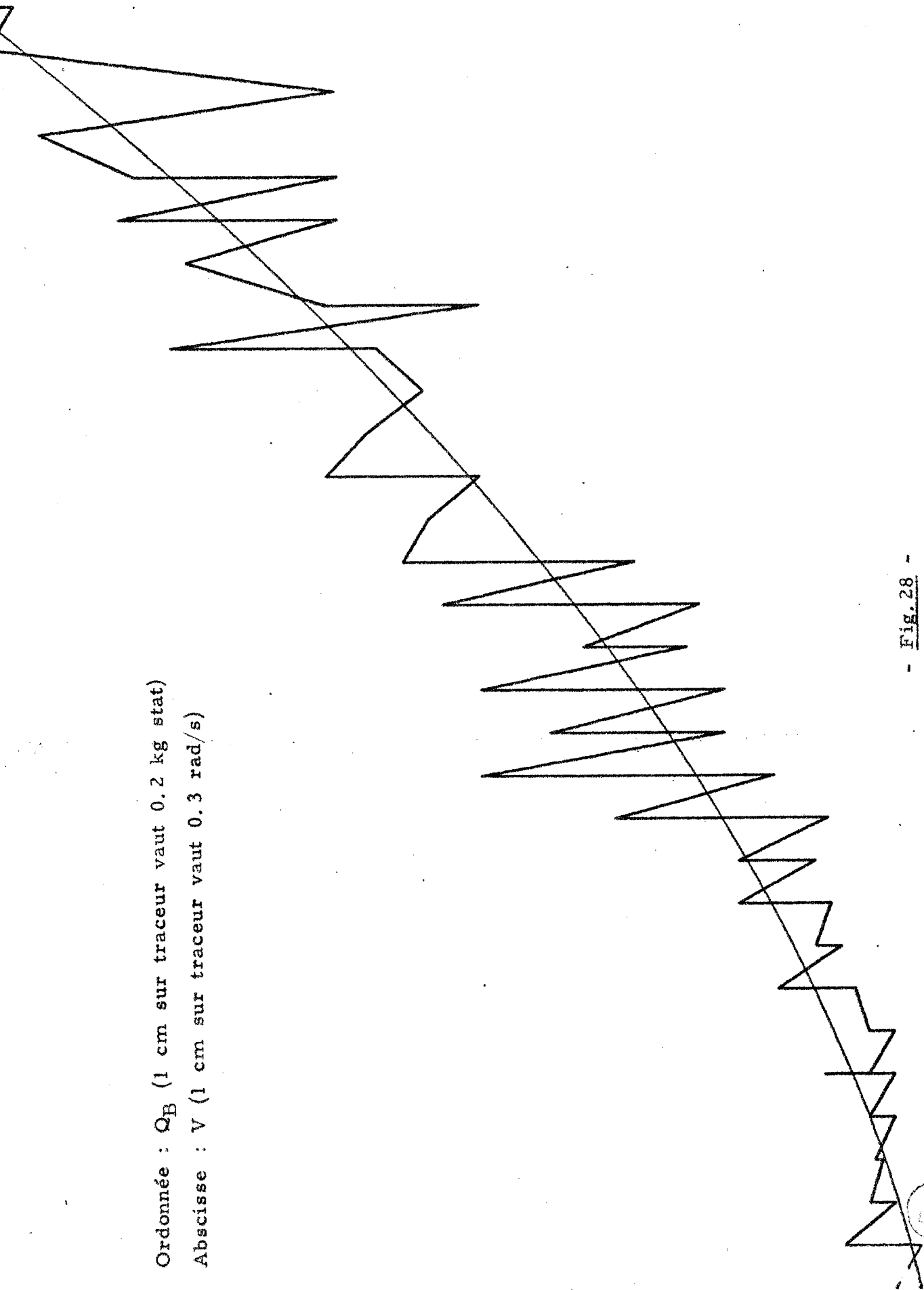
Dans le cas où deux variables x et y ne sont pas liées par une relation linéaire, le calcul statistique est beaucoup plus difficile. La solution la plus simple consiste à effectuer un changement de variable rendant la relation linéaire. Il est alors possible de calculer un \underline{r} et de tester la linéarité de la relation transformée. C'est ainsi que la linéarité significative des relations $Q = f(V^2)$ et $V^2 = f(\int t)$ peut être considérée comme une preuve de l'existence de relations quadratiques entre Q et V d'une part et V et $\int t$ d'autre part.

En ce qui concerne les relations $Q = f(V)$, un programme établi par le Laboratoire de Calcul Numérique ^{*}, nous a permis d'ajuster aux points expérimentaux une fonction du type $y = ax^2 + bx + c$. L'information numérique se compose du programme en langage algol (v. Annexe II) et des données (x, y) qui sont perforées sur carte. Cette information est enregistrée dans le mémoire d'une machine BULL M40. Cette machine fournit les coefficients a , b et c avec un calcul d'erreur. Les points expérimentaux et le décours de la fonction ajustée sont fournis par une table traçante adaptée à la sortie de la machine (v. fig. 28).

* Nous tenons à remercier le Laboratoire de Calcul Numérique de Lille et particulièrement Madame REMY qui a eu l'amabilité de s'occuper du traitement de nos résultats.

Ordonnée : Q_B (1 cm sur traceur vaut 0.2 kg stat)

Abscisse : V (1 cm sur traceur vaut 0.3 rad/s)



- Fig.28 -

Décours de la fonction ajustée à la relation $Q = f(V)$ - (mouvement de percussion, surcharge : 1 kg)

Le tableau V donne les valeurs des coefficients a, b et c obtenus à partir des courbes regroupant les résultats de l'ensemble des sujets.

- TABLEAU V -

RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE ET LA VITESSE

Q = f(V)		0 kg	1 kg	2 kg	3 kg
Mouvement de percussion	a (x 10 ³)	0.41	0.45	0.56	1.10
	b (x 10 ²)	0.25	0.87	1.40	0.39
	c	0.32	0.10	0.06	0.18
Mouvement à arrêt volontaire	a (x 10 ³)	0.36	0.42	0.58	0.98
	b (x 10 ²)	0.11	0.14	0.43	2.10
	c	0.05	0.09	0.08	0.08



3 - Comparaison des pentes de deux relations

Le coefficient angulaire d'une droite de régression $y = ax + b$ a une valeur exacte dont \underline{a} ne constitue qu'une estimation. Le calcul de la variance d'échantillonnage de \underline{a} permet de connaître la précision de cette estimation. Si l'on veut comparer deux coefficients angulaires a_1 et a_2 calculés sur respectivement N_1 et N_2 mesures, on cherche si $(a_1 - a_2)$ est significativement différent de zéro en formant le rapport :

$$t = \frac{a_1 - a_2}{s(a_1 - a_2)} \quad (1)$$

et en consultant la table du \underline{t} de Student.

$s(a_1 - a_2)$ - écart-type de la différence des coefficients angulaires - est donné par la formule :

$$s(a_1 - a_2) = \sqrt{s^2_{a_1} + s^2_{a_2}}$$

$$\text{où } s^2_{a_1} = \frac{s^2}{\sum_i (x_i - \bar{x}_1)^2} \quad \text{et} \quad s^2_{a_2} = \frac{s^2}{\sum_j (x_j - \bar{x}_2)^2}$$

s^2 - variance d'une mesure estimée sur l'ensemble - étant donné par la formule :

$$s^2 = \frac{\sum_i (y_i - y_1)^2 + \sum_j (y_j - y_2)^2}{(N_1 - 2) + (N_2 - 2)}$$

y_i, y_j, x_i, x_j désignant les valeurs observées et y_1, y_2, x_1, x_2 désignant les valeurs ajustées correspondantes.

Ces formules, citées d'après VESSEREAU (1960), ne présentent pas ici un grand intérêt pratique. Leur utilisation nécessite en effet les calculs des écarts $(y_i - \bar{y})$ et $(x_i - \bar{x})$ qui sont souvent fastidieux du fait du nombre élevé de mesures. Il nous a paru plus judicieux de modifier ces formules en y faisant apparaître des termes déjà connus par le calcul des coefficients de corrélation respectifs.

Ainsi, en utilisant les relations :

$$\sum (x_i - \bar{x})^2 = \sum x_i^2 - \frac{(Tx_i)^2}{N}$$

et

$$\sum (y_i - \bar{y})^2 = \sum y_i^2 - \frac{(Ty_i)^2}{N} - a^2 \left(\sum x_i^2 - \frac{(Tx_i)^2}{N} \right)$$

on peut calculer le t de la formule (1) très rapidement.

Nous avons appliqué ce test à la comparaison des pentes des relations $Q = f(W)$ pour les 2 types de mouvement.

Le t calculé à partir des points expérimentaux correspondant à l'ensemble des expériences a une valeur de 1.02. Cette valeur prouve donc que la différence de pente n'est pas significative même au seuil de 0.10.

- CHAPITRE III -

DISCUSSION

Après avoir considéré les différentes relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques et étudié leurs interdépendances, nous tenterons de déterminer une relation pertinente à partir de laquelle nous serons amenés à invoquer les modalités de la régulation de l'activité motrice. En outre, tout mouvement étant le résultat de la contraction de plusieurs muscles dont la mise en jeu est harmonisée par un plan de coopération musculaire imposé par le système nerveux central, il conviendra d'étudier les possibilités d'exprimer en termes de Muscle des résultats obtenus à partir de l'étude d'un mouvement.

I - RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE ET L'ACCELERATION TANGENTIELLE MAXIMUM

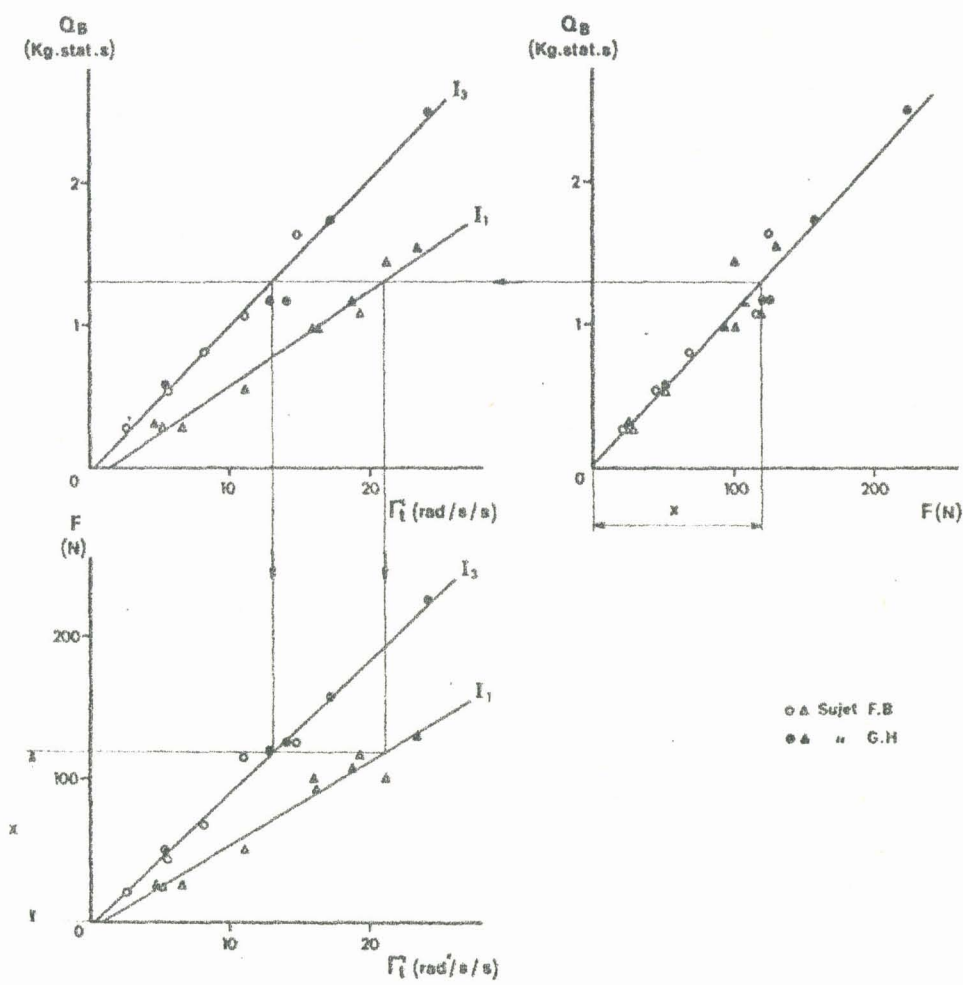
Considérant le problème du mouvement volontaire, effectué à vitesse variable, BOUISSET et coll. (1963) et BOUISSET et DENIMAL (1964) ont montré qu'en l'absence de fatigue, l'EMG intégré devait être proportionnel à l'accélération maximale du raccourcissement musculaire. Ces auteurs ont noté en outre une variation du coefficient de proportionnalité avec la charge. Ces résultats ont été obtenus pour des mouvements contre résistance, effectués dans un plan vertical.

Le présent travail établit l'existence d'un résultat analogue pour des mouvements contre inertie et limités, comme dans le cas précédent, soit volontairement par visée d'un repère, soit automatiquement par percussion d'une butée. Dans les deux cas, une relation linéaire lie l'EMG intégré du biceps à l'accélération tangentielle maximum du mouvement et la pente de la relation est d'autant plus importante que l'inertie est plus élevée. Un résultat analogue peut d'ailleurs être obtenu en considérant l'EMG intégré du triceps au cours d'un mouvement d'extension (v. GOUBEL, 1967). En outre, on établit que, pour une inertie donnée, la finalité du mouvement influe de façon significative sur la pente de la droite, apportant ainsi la preuve de ce qui avait été suggéré par BOUISSET (1965). Cet aspect particulier sera examiné dans le paragraphe de la discussion consacré à l'étude des interdépendances entre les relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques. On doit, par contre, s'arrêter ici sur la signification de cette relation entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle.

1 - Relation entre l'accélération tangentielle
et la force maximum

La formule permettant le calcul de la force résultante rapportée au biceps (v. page 23) montre que, sous certaines hypothèses concernant la participation des différents muscles impliqués dans le mouvement, une relation assez simple lie cette force à l'accélération tangentielle. Il est facile de montrer que la relation linéaire entre l'EMG intégré et la force constitue en fait une expression plus élaborée des relations entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle qui, sensibles à l'inertie, peuvent ainsi être regroupées sur une même droite (v. fig.27).

Il en résulte que les relations liant l'EMG intégré à la force et à l'accélération peuvent être considérées comme interdépendantes compte tenu de l'existence d'une relation purement biomécanique entre les valeurs maximales de la force (F) et de l'accélération ($\ddot{\Gamma}t$) (v. fig.29). La linéarité de cette dernière relation montre ainsi l'existence d'un rapport constant entre F et $\ddot{\Gamma}t$ pour une inertie donnée, ce qui implique la survenue du maximum de force pour une valeur de l'excursion angulaire sensiblement identique d'un mouvement à l'autre afin que la variation du bras de levier \underline{d} soit négligeable ($d = \frac{I\Theta''}{F}$). Cette condition, remplie ici pour des mouvements d'amplitude très limitée pourrait ne plus l'être pour des mouvements, effectués suivant un protocole expérimental différent.



- Fig. 29 -



Mise en évidence de la relation entre les valeurs maximales de la force (F) et de l'accélération tangentielle (Γ_t).

$Q = f(F)$ implique $Q = f(\Gamma_t)$ compte tenu de $F = f(\Gamma_t)$. A une valeur de F donnée sur le graphique $Q = f(F)$ correspond une valeur et une seule de Q_B et deux valeurs de Γ_t sur le graphique $Q = f(\Gamma_t)$ selon l'inertie. En rappelant ces deux valeurs sur le graphique $F = f(\Gamma_t)$, on constate qu'elles correspondent à la valeur de F initialement considérée sur le graphique $Q = f(F)$.

Les graphiques ont été réalisés à partir des résultats obtenus sur deux sujets dans deux conditions d'inertie correspondant à des surcharges de 1 kg (I_1) et 3 kg (I_3).
 (69.1.28 - F.B. ; 69.2.4 - G.H.)

2 - Comparaison avec les résultats de BIGLAND
et LIPPOLD (1954)

Ainsi, il semble que la relation entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle maximum puisse être interprétée en termes de force musculaire. La linéarité de la relation entre l'EMG intégrée et la force paraît être une propriété assez générale si l'on se réfère aux travaux de LIPPOLD (1952) et BIGLAND et LIPPOLD (1954) qui ont mis en évidence l'existence d'une relation analogue respectivement dans des conditions isométriques et dans des conditions isotoniques.

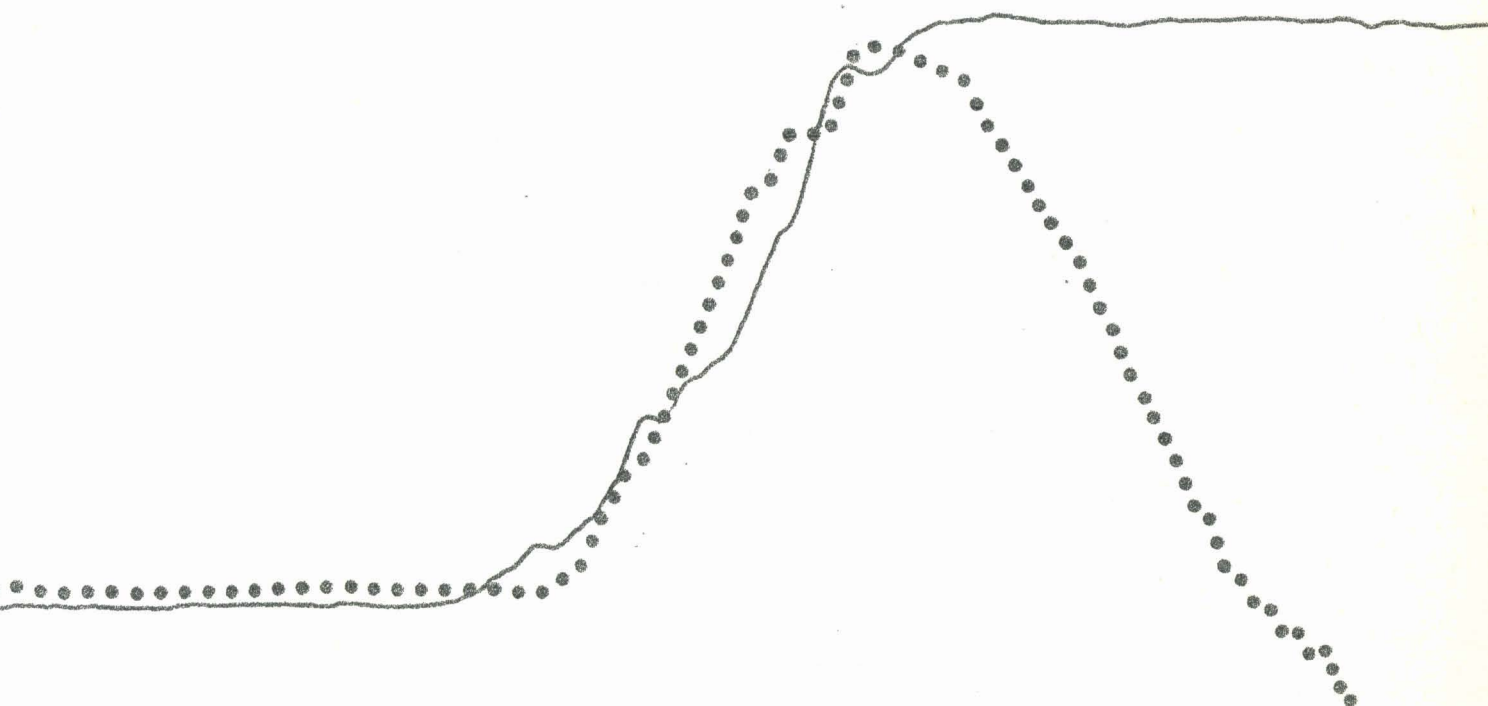
Nos résultats restent comparables à ceux de ces auteurs en dépit de différences notables dans les conditions expérimentales. En effet, étudiant des mouvements contre résistance effectués à vitesse constante, BIGLAND et LIPPOLD (1954) considèrent comme force (ou tension) musculaire, la charge soulevée. Ils ne tiennent donc pas compte de la phase de mise sous tension du muscle et évaluent l'EMG intégré lorsque la charge est effectivement déplacée à vitesse constante. Les différentes mesures d'EMG intégrée, indiquées en unités arbitraires, sont vraisemblablement effectuées pour une même durée de contraction ou ramenées à l'unité de temps. Dans le cadre de nos conditions expérimentales, la force que nous considérons n'est pas une charge entraînée dans un mouvement à vitesse constante mais une inertie qui, accélérée, a effectivement les dimensions d'une force. Cette force - à laquelle correspond une tension musculaire de même grandeur mais de signe opposé - est constamment variable et passe par un maximum que nous prenons comme référence. Cette valeur de la force est reliée

à celle de l'EMG intégré correspondant à l'activité musculaire lors de la phase motrice (première onde d'accélération). L'utilisation de la mesure de l'EMG intégré au cours de l'ensemble de cette phase est contestable puisque l'on tient compte, en théorie, d'une activité musculaire se manifestant après la variable mécanique à laquelle elle est rapportée. En fait, les consignes données aux sujets sont telles que le biceps présente la plupart du temps un silence électrique après le maximum de force. Il n'y a guère que les mouvements très lents où l'on observe une activité continue du biceps, ce qui risque de surévaluer légèrement la valeur de l'activité électrique. En tout cas, l'emploi de cette mesure globale de l'EMG intégré ne semble pas apporter de dispersion supplémentaire dans nos résultats. De plus, il paraît assez difficile de décomposer ce qui revient dans l'électromyogramme intégré à la contraction proprement dite et à l'activité de fixation de l'articulation lors d'un mouvement assez lent, par exemple. Enfin, cette mesure globale de l'EMG intégré a une signification en termes de travail musculaire qui n'est pas à négliger et qui sera discutée plus loin.

Il semble donc que nos résultats aient une toute autre signification que ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954) et correspondent en fait à la mise en évidence d'une relation entre les valeurs maximales de l'EMG intégré et de la force lors de la mise sous tension du muscle au cours d'un mouvement volontaire. On peut alors se demander si la mise en évidence d'une telle proportionnalité n'est pas la conséquence de l'existence d'une relation entre les valeurs instantanées de l'EMG intégré et de la force.

3 - Relation entre les valeurs instantanées de l'EMG intégré et de la force

Ce problème a été abordé lors d'une récente expérimentation (BOUISSET et GOUBEL, 1970) au cours de laquelle nous avons réalisé une intégration continue de l'électromyogramme. Les décours temporels de l'EMG intégré et de la force ont été comparés sur une table traçante dont le déclenchement pouvait être retardé afin de compenser l'antéposition entre l'activité électrique et l'activité mécanique. Il semblait a priori beaucoup plus logique de comparer les décours de l'EMG intégré et de la force intégrée. Le fait de ne trouver aucune relation valable entre ces deux variables n'est pas étonnant si l'on considère que la force est calculée au point d'insertion musculaire, sur l'avant-bras. Cette force n'est donc qu'un reflet de la force contractile qui, selon le modèle à deux composantes de HILL (1938), ne serait transmise au point d'insertion qu'après étirement des éléments élastiques en série. Si l'on admet que l'élasticité de ces éléments n'est pas parfaite, la transmission de la force contractile ne s'effectue pas sans modification de son décours temporel qui se marque notamment par le fait que la valeur maximum de la force n'est atteinte qu'avec un certain retard. Il s'agit là d'une opération dont le résultat est assez proche d'une intégration. En enregistrant simultanément l'EMG intégré et la force (ou "force contractile intégrée"), on obtient une évolution parallèle des deux tracés au cours de la phase de mise sous tension du muscle (v. fig. 30). Ces résultats semblent donc de nature à étayer l'hypothèse de l'existence d'une relation entre les valeurs instantanées de l'EMG intégré et de la force. Cependant, le coefficient déterminé par le rapport des pentes des deux tracés semble présenter d'un mouvement à l'autre de légères variations encore inexplicées.



- Fig. 30 -

Relation entre les valeurs instantanées de l'EMG intégré et de la force.



— : EMG intégré (unités arbitraires)

••••• : force rapportée au biceps (1 cm = 6,6 N)

en abscisse : 1 cm = 13 ms

(0 kg - 69.1.28 - E.P.)

Ce parallélisme entre l'EMG intégré et la force est à rapprocher des résultats d'INMAN et coll. (1952) qui ont comparé les décours temporels de l'électromyogramme et de la force musculaire. Ces auteurs ont montré qu'un parallélisme existe entre l'enveloppe de l'électromyogramme (obtenue par redressement et filtrage) et la montée ou le maintien de la force en conditions isométriques. Ils ont en outre conclu à une absence de parallélisme dans des conditions anisométriques. Nos résultats semblent donc a priori incompatibles avec ceux de ces auteurs. En fait, il faut noter que, critiquant les résultats d'INMAN et coll. (1952), RALSTON (1961) a qualifié leurs variations de longueur de "drastiques". Ces auteurs considèrent en effet deux efforts maximaux effectués à des longueurs initiales très différentes et dès lors l'absence de parallélisme observée peut s'expliquer en partie par le fait que, dans les deux cas, le muscle se trouve en des points très éloignés de la courbe caractéristique tension-longueur. Il semble que, dans le cadre de nos conditions expérimentales, nous ne devons pas tenir compte de ce facteur étant donné l'amplitude très limitée des mouvements et la survenue du maximum de force pour un raccourcissement très faible. Loin d'être incompatibles avec ceux d'INMAN et coll. (1952), nos résultats semblent donc indiquer qu'un parallélisme existe entre les décours de l'EMG intégré et de la force tant que les variations de longueur imposées au muscle ne se traduisent pas par une variation trop importante de sa tension sur la courbe tension-longueur caractéristique.

4 - Interprétation en termes de recrutement d'unités motrices

Nos résultats montrent donc l'existence d'une proportionnalité entre toute variation d'activité myoélectrique et la variation de force qui en résulte.

On sait depuis ADRIAN et BRONK (1929) que l'augmentation de la force musculaire peut s'effectuer essentiellement par deux mécanismes : un accroissement du nombre d'unités motrices actives et une augmentation de la fréquence de décharge de ces unités. En effet, le phénomène de synchronisation n'intervient qu'aux niveaux de contraction les plus élevés et dans le cas de la fatigue musculaire.

Or, une unité motrice n'est mise en jeu qu'à partir d'une certaine valeur de la force et la fréquence de ses contractions augmente rapidement pour se maintenir ensuite à un palier stable : l'EMG intégré correspondant à l'activité d'une seule unité motrice tend donc vers un palier atteint pour des niveaux de force se situant nettement à l'intérieur de la zone des variations de force explorée ici (v. BOUISSET et MATON, 1970). Ce phénomène implique donc l'existence d'une relation entre la forme du recrutement temporel et celle du recrutement spatial telle que la combinaison de ces deux facteurs se traduise par une relation linéaire entre l'EMG intégré et la force.

Une telle interprétation ne peut se justifier évidemment que dans la mesure où l'électromyogramme de surface constitue un reflet fidèle de l'électromyogramme intramusculaire ce qui a été établi, du moins dans la limite des présentes conditions expérimentales (v. BOUISSET et MATON, 1970).

Il faut enfin signaler les récents travaux d'EVARTS (1968) qui a étudié l'activité des cellules pyramidales chez le singe, au cours d'un mouvement volontaire. Cet auteur a montré que la fréquence de décharge de certaines cellules pyramidales est une fonction de la force et que la fréquence de décharge de certaines autres est une fonction de la variation de force. Bien que ces travaux ne soient pas directement comparables aux nôtres, ils méritaient d'être cités ici pour montrer l'importance de la notion de variation de force et étayer ainsi l'hypothèse selon laquelle la relation entre les valeurs maximales de l'EMG intégré et de la force ne serait que la conséquence d'une relation entre les valeurs instantanées de ces deux variables.

II - RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE ET LA VITESSE MAXIMUM

Que le mouvement de flexion soit limité volontairement ou automatiquement, nos résultats établissent l'existence d'une relation entre l'EMG intégré du biceps et la vitesse maximum qui se présente sous la forme d'une fonction quadratique. Un résultat analogue a pu être obtenu en considérant l'EMG intégré du triceps et la vitesse maximum d'un mouvement d'extension (v. GOUBEL, 1967). D'autre part, DENIMAL (1964) a signalé l'existence d'une relation relativement analogue pour des mouvements de percussion effectués contre des résistances.

1. - Analyse des résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954)

Si la variable vitesse a été très souvent examinée lors de mouvements maximaux - notamment par l'école de HILL -, il semble que son étude lors de mouvements sous-maximaux n'ait pas fait l'objet d'un grand nombre de travaux. Dans des perspectives comparables à celles de la présente étude, seuls BIGLAND et LIPPOLD (1954) ont pu montrer, que lors de mouvements effectués à tension constante l'EMG intégré était lié à la vitesse de raccourcissement par une relation linéaire.

Ce résultat, apparemment incompatible avec l'existence d'une fonction quadratique trouvée pourtant pour différents types de mouvements, mérite cependant d'être analysé en détail. En effet, d'après BIGLAND et LIPPOLD (1954) l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la vitesse serait une conséquence directe de l'équation de HILL (1938).

Partant de l'équation caractéristique :

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b$$

ils aboutissent à la relation :

$$kA = \frac{P(1 + \frac{V}{nV_0})}{(1 - \frac{V}{V_0})} \quad (1)$$

en ayant remplacé la force isométrique maximale P_0 par kA , quantité proportionnelle à l'activité électrique intégrée, V_0 étant la vitesse de raccourcissement musculaire à charge nulle et la constante n étant égale aux rapports $\frac{a}{P_0}$ et $\frac{b}{V_0}$.

La relation (1) développée se présente sous la forme :

$$kA = P \left[1 + \frac{V}{V_0} \left(1 + \frac{1}{n}\right) + \frac{V^2}{V_0^2} \left(1 + \frac{1}{n}\right) + \dots \right] \quad (2)$$

Expérimentant dans le domaine des vitesses faibles (jusque 1 rad/s), les auteurs ont alors considéré que le terme $\frac{V}{V_0}$ était suffisamment petit pour en négliger le carré et les puissances supérieures.

La relation devient alors après simplification :

$$kA = P \left[1 + \frac{V}{V_0} \left(1 + \frac{1}{n}\right) \right]$$

Cette équation prouve alors que pour des mouvements effectués à tension constante ($P = \text{constante}$), toute quantité d'électricité intégrée A , même sous-maximale, sera une fonction linéaire de la vitesse si l'on admet la validité de l'équation de HILL (1938).

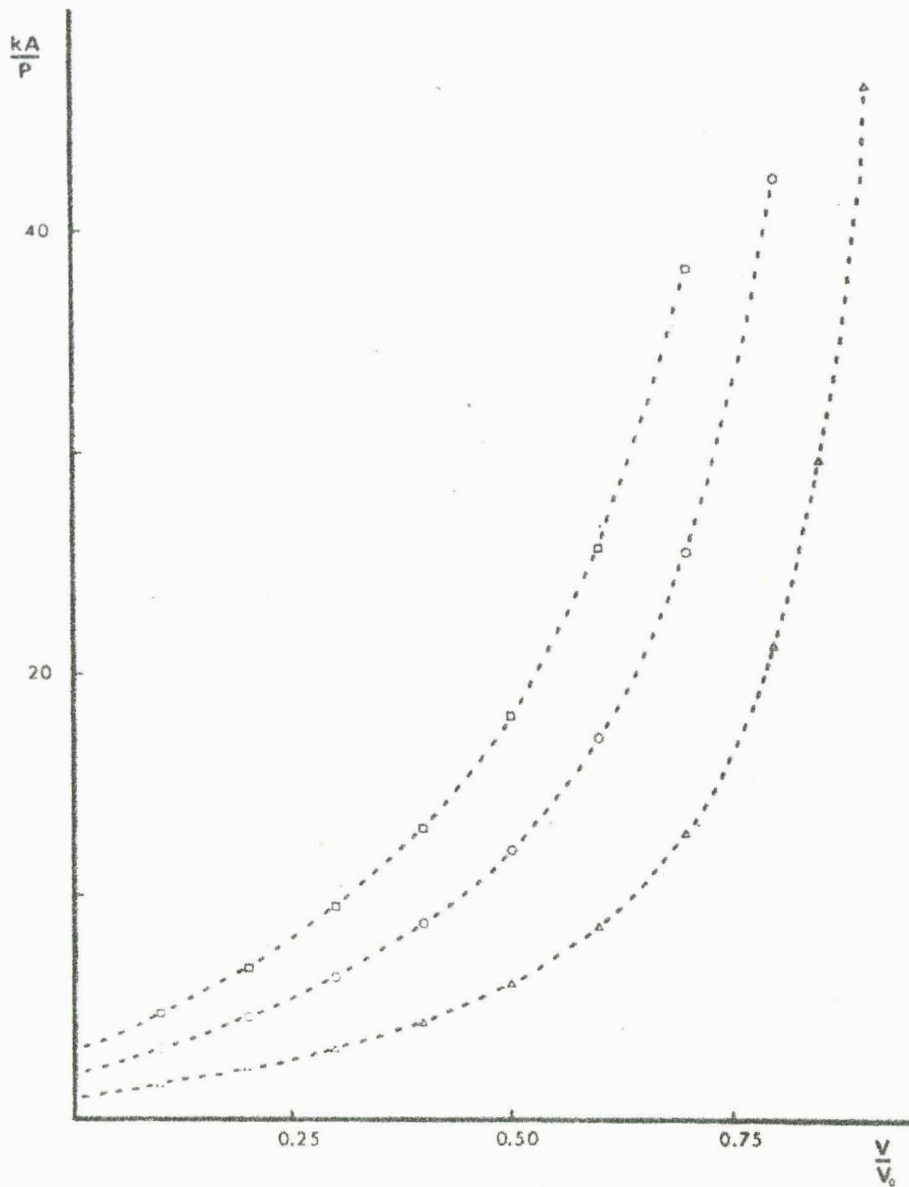
Il faut toutefois noter que substituer le terme kA à la force isométrique maximale P_0 implique deux hypothèses.

La première hypothèse consiste à admettre qu'une activité électrique intégrée donnée et la force isométrique correspondante sont liées par le même coefficient de proportionnalité k , la force isométrique variant de ses valeurs les plus faibles à sa valeur maximum P_0 . Il est un fait que la linéarité de la relation entre l'EMG intégrée et la force isométrique, établie depuis BAYER et FLECHTENMACHER (1950) et LIPPOLD (1952), a été confirmée par de nombreux auteurs parmi lesquels INMAN et coll. (1952), SCHERRER et coll. (1956), SOLOMON et coll. (1965), AHLGREN (1966), KIRSCHNER et KOZLOWSKI (1966).

L'obtention d'une relation quadratique pour certains muscles, notamment le jambier antérieur a été expliquée par BIGLAND et LIPPOLD (1954). Pour ces auteurs, la non-linéarité serait due au fait que ces muscles possédant de longs tendons, le raccourcissement interne ne serait pas négligeable lors de contractions assez fortes. Cependant, BOTTOMLEY (1964), VREDENBREGT et KOSTER (1966) et ZUNIGA et SIMONS (1969) ont publié des courbes montrant une évolution curvilinéaire de l'EMG intégré en fonction de la force où la présence de longs tendons ne peut pas être invoquée. Même si l'on excepte les travaux de ces auteurs, il faut remarquer que les relations linéaires trouvées dans la littérature ont toujours été établies dans des conditions expérimentales où le domaine des forces explorées était plus ou moins limité.

La seconde hypothèse de BIGLAND et LIPPOLD (1954) est implicitement admise lorsque ces auteurs substituent une quantité d'électricité intégrée \underline{A} - évaluée par rapport à une force isométrique P_0 - à toute autre quantité intégrée trouvée égale à A lors d'une épreuve dynamique. Cette substitution revient donc à admettre une hypothèse selon laquelle une activité électromyographique développée dans des conditions dynamiques aurait exactement la même signification que celle développée dans des conditions statiques pourvu que leurs valeurs intégrées soient identiques. Une telle hypothèse qui néglige notamment la variation de la tension du muscle avec sa longueur semble être difficilement admissible sans vérifications supplémentaires.

Le fait que nous ayons établi l'existence d'une relation quadratique entre l'EMG intégré et la vitesse maximum ne rend cependant pas nos résultats totalement incompatibles avec ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954). En effet, ayant exploré une gamme de vitesses allant de 0,4 rad/s à 8,5 rad/s nous ne pouvons négliger les termes en $(\frac{V}{V_0})^n$ de la formule (2). En prenant des valeurs numériques pour A et V (exprimées en pourcentage de P_0 et V_0), il nous est alors possible de représenter graphiquement la relation théorique (1) pour différentes valeurs de P . Comme l'avaient laissé prévoir BIGLAND et LIPPOLD (1954), cette relation n'est plus linéaire et son allure générale est comparable à celle de nos courbes expérimentales liant l'EMG intégrée à la vitesse maximum (v. fig. 31). N'ayant pas déterminé dans nos expériences les valeurs de P_0 et V_0 , il ne nous est toutefois pas possible de préciser ici si les courbes expérimentales coïncident exactement avec les courbes théoriques. Les conditions



- Fig. 31 -

Représentation graphique de la relation :

$$\frac{kA}{P} = 1 + \frac{V}{V_0} \left(1 + \frac{1}{n}\right) + \frac{V^2}{V_0^2} \left(1 + \frac{1}{n}\right) + \dots$$



d'exécution de nos mouvements entraînant non pas une force P mais un moment d'inertie I constant pour un mouvement donné, la relation théorique déduite de l'équation de HILL n'est vraisemblablement pas applicable sans quelques corrections.

Quoiqu'il en soit, nos résultats sont donc parfaitement compatibles avec ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954), qu'ils complètent. Cependant, les hypothèses de ces auteurs nous paraissant pour l'instant difficilement acceptables, nous nous garderons d'affirmer que de tels résultats constituent une conséquence directe de l'équation de HILL.

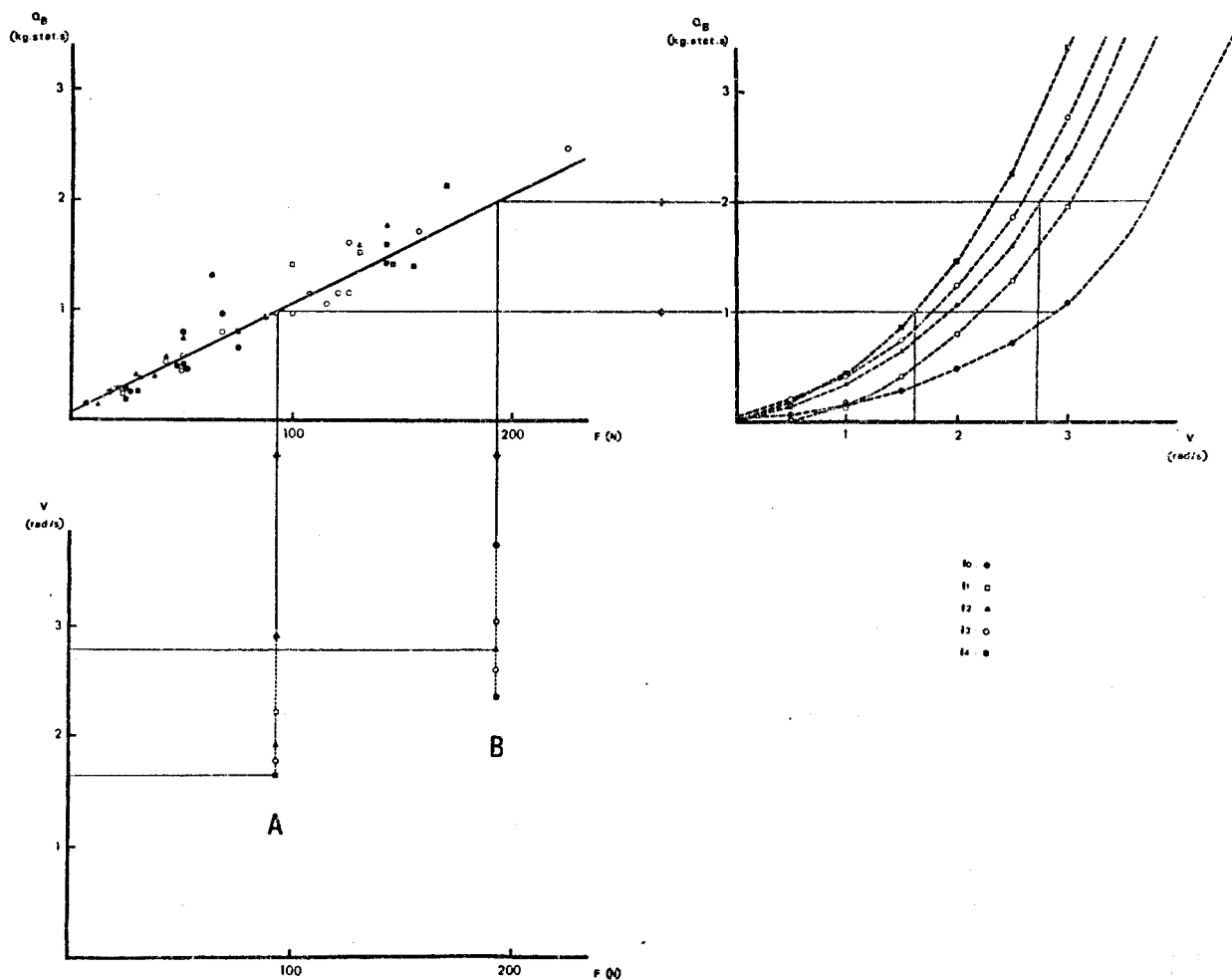
2 - Relation entre la force et la vitesse

Pour compléter cette étude, il nous a paru intéressant de vérifier si l'équation de HILL pouvait être appliquée à des mouvements sous-maximaux, effectués contre inertie.

a) Relation force-vitesse pour des niveaux d'activité constants

La quantification de l'électromyogramme nous permettant d'apprécier le niveau d'excitation du muscle, nous avons abordé le problème de la relation entre la force et la vitesse en considérant différents niveaux d'excitation sur les courbes liant l'EMG intégré à ces variables mécaniques.

Si nous regroupons les relations entre l'EMG intégré et, d'une part, la force et, d'autre part, la vitesse pour les quatre inerties étudiées (v. fig.32) nous remarquons qu'il est possible de considérer différents niveaux d'excitation (en faisant



- Fig. 32 -

Détermination d'une relation force-vitesse à partir des relations $Q = f(F)$ et $Q = f(V)$.

Les graphiques ont été réalisés à partir des résultats obtenus sur deux sujets dans cinq conditions d'inertie.



$Q_B = \text{constante}$) et d'associer à chacun d'entre eux les valeurs des maxima de force et de vitesse. Mais, la pente de la relation entre l'EMG intégré et la force n'est pas sensible à la valeur de l'inertie, contrairement à la relation entre l'EMG intégré et la vitesse dont la pente augmente avec la charge. Il en résulte que, pour un niveau d'excitation donné, il est associé à une valeur de la force maximum plusieurs valeurs de la vitesse maximum correspondant aux différentes inerties étudiées. Si nous représentons alors la variation de la vitesse en fonction de la force pour un niveau d'excitation donné A (v. fig. 35), nous obtenons une droite parallèle à l'axe des vitesses. Pour un niveau d'excitation supérieur B, la relation est identique, la droite n'étant que décalée par rapport à l'axe des vitesses du fait d'une valeur de force plus importante.

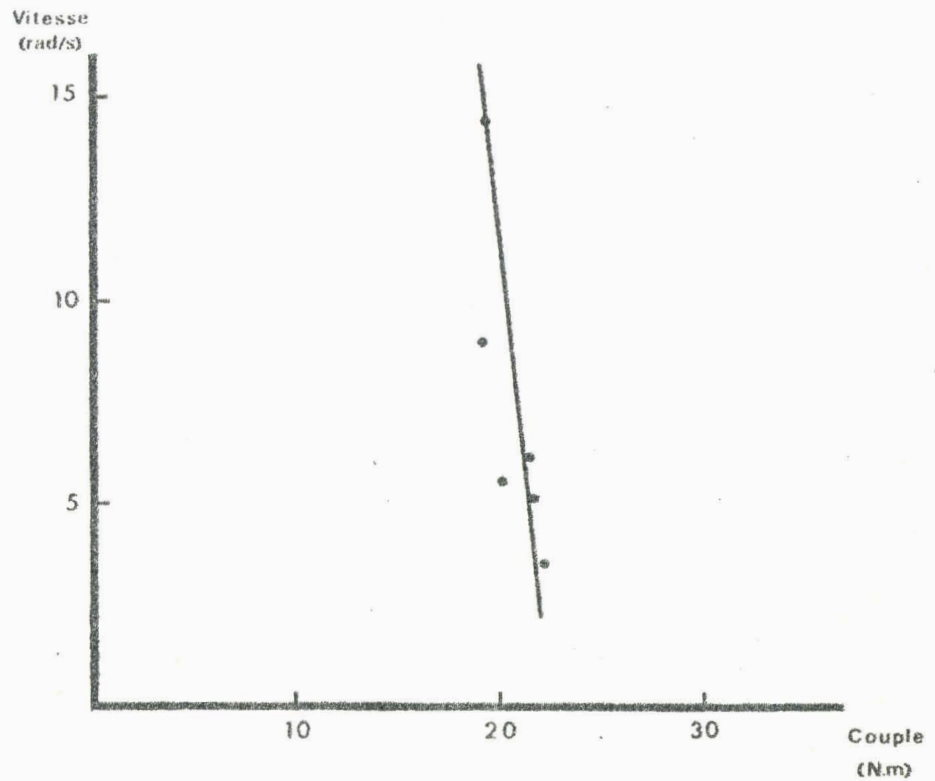
De tels résultats sont surprenants si l'on se réfère aux travaux de HILL (1938, 1940) et de son école qui avaient prévu la généralisation de la relation hyperbolique force-vitesse à de nombreux types de contractions. D'ailleurs, il nous est impossible ici d'infirmer ou de confirmer la validité de l'équation de HILL. En effet, nos conditions expérimentales sont telles que nous sommes amenés à comparer des maxima de force et de vitesse qui ne surviennent pas au même instant puisque, lorsque la vitesse est maximum, l'accélération est nulle. Même en nous plaçant à des niveaux d'activité constants, il nous est donc difficile d'admettre que notre terme force (inertie accélérée) est comparable à celui de HILL (masse soulevée sans accélération). Dans ces conditions, le fait de vouloir retrouver une relation hyperbolique entre la force et la vitesse de nos mouvements serait a priori assez hasardeux.

b) Analyse des résultats de DERN et coll. (1947)

Avant d'étudier la possibilité de modifier l'équation de HILL pour la rendre applicable à des mouvements contre inertie, nous nous devons de signaler les travaux de DERN et coll. (1947) qui sont intéressants à analyser en fonction de nos résultats. Ces auteurs ont en effet étudié des mouvements maximaux de flexion de l'avant-bras humain, d'amplitude importante au cours de séries d'expériences où ils modifiaient la nature de la force opposée au muscle. C'est ainsi qu'ils ont pu, au cours de mouvements contre inertie, décrire des relations force-vitesse. Celles-ci n'ont pas du tout l'allure hyperbolique prévue par HILL (1940) mais se traduisent plutôt, comme celles que nous avons obtenues, par des droites sensiblement parallèles à l'axe des vitesses (v. fig. 33).

Même si les résultats de ces auteurs ont l'avantage de rendre moins vif le caractère assez surprenant des nôtres, nous nous devons d'indiquer les objections que l'on peut formuler à la lecture de leur article.

La première objection porte sur leur impossibilité d'exprimer la force au niveau du muscle. Ne disposant pas des techniques de calcul analogique, ils ne se sont pas hasardés à calculer point par point la force selon la formule complexe indiquée page 23. Analysant leurs enregistrements de vitesse en fonction du temps, ils ont remarqué que, pour une inertie donnée, la pente du tracé était sensiblement constante pendant un laps de temps assez important. Ils en ont déduit qu'au cours de cette phase d'accélération constante, les muscles agonistes développaient un



- Fig. 33 -

Relation Force-Vitesse (d'après DERN et coll., 1947).

Le graphique concerne uniquement des mouvements maximaux effectués contre inertie.



couple constant. DERN et coll. (1947) ont alors considéré comme expression de la force, ce couple qui se calcule aisément en effectuant le produit du moment d'inertie par l'accélération angulaire. Sans avoir la possibilité de l'évaluer, ces auteurs se sont préservés de la variation du bras de levier de la force en effectuant toutes leurs mesures pour une même valeur de l'angle de flexion : 80°. Cette référence a été choisie parce qu'à cet angle, tous les sujets examinés présentaient encore une phase de croissance linéaire de la vitesse en fonction du temps. Cette précaution étant prise, il semble donc que les valeurs de couples données par DERN et coll. (1947) puissent être effectivement considérées comme une expression de la force développée par le muscle.

La seconde objection est en rapport avec le fait que ces auteurs élaborent tous leurs résultats à partir de l'existence d'une phase du mouvement où le sujet développe un couple constant pendant un temps assez long, 600 millisecondes pour certaines inerties. Au cours des mouvements que nous avons étudiés, nous n'avons jamais observé de telles phases d'accélération constante, les "plateaux" d'accélération étant très souvent absents ou se limitant au maximum à 50 millisecondes. Toutefois, il est possible que nos conditions expérimentales soient la cause de l'absence de paliers d'accélération. Nous étudions en effet des mouvements sous-maximaux où la limitation de l'amplitude rend aléatoire le développement d'un couple constant. Cependant, WILKIE (1950) a montré que même pour des mouvements maximaux de grande amplitude, le couple exercé par les muscles du bras ne restait constant que pendant 50 à 100 millisecondes. Cette observation n'a pas été faite au cours de mouvements contre inertie mais

DERN et coll. (1947) ont fait remarquer que la présence de cette longue phase à couple constant ne dépendait pas de la nature de la force que le muscle devait vaincre. Une telle phase a été effectivement décrite par ces auteurs, que les mouvements soient effectués contre des inerties, contre des couples constants, ou contre des forces isotoniques. Son existence n'a pourtant pas été confirmée par d'autres auteurs. Ainsi, PERTUZON et BOUISSET (1969) qui ont étudié des mouvements maximaux effectués contre inertie ne font pas mention de cette phase qui semble bien sujette à caution.

La dernière objection porte sur l'opportunité de la comparaison des résultats de DERN et coll. (1947) avec ceux de HILL (1938). Si nous avons déjà dénoncé le caractère hasardeux d'une telle comparaison à partir de nos résultats, il semble qu'il en soit de même pour les résultats de ces auteurs, malgré les apparences. A première vue, la présence de cette phase à couple constant - même si sa durée est brève - laisse penser à une analogie possible avec la charge constante opposée au muscle dans l'expérimentation de HILL. Mais si ce dernier peut, après avoir effectué des corrections en fonction de l'inertie du système, calculer la force isotonique opposée au muscle, il n'en est pas de même pour DERN et coll. (1947). En effet, du fait de la variation du bras de levier avec l'angle de rotation, la présence d'un couple constant implique pour les mouvements décrits par ces auteurs, une force continuellement variable. Dans ces conditions, il semble que leurs résultats ne soient pas directement comparables à ceux de HILL (1938). Signalons enfin que dans sa critique des travaux de DERN et coll. (1947), un élève de HILL, WILKIE (1950)

s'est surtout inquiété de la présence d'une activité considérable des muscles antagonistes tout au long des mouvements étudiés par ces auteurs. Ainsi, il exprime implicitement que les valeurs de forces et de vitesses indiquées ne concernent pas uniquement les muscles agonistes qui pourraient très bien suivre une relation force-vitesse hyperbolique. D'ailleurs, DERN et coll. (1947) ont eu la précaution de signaler que, bien que leurs résultats ne puissent être manifestement représentés par une équation hyperbolique, cela n'implique pas qu'une telle équation ne soit pas applicable au muscle humain mais isolé.

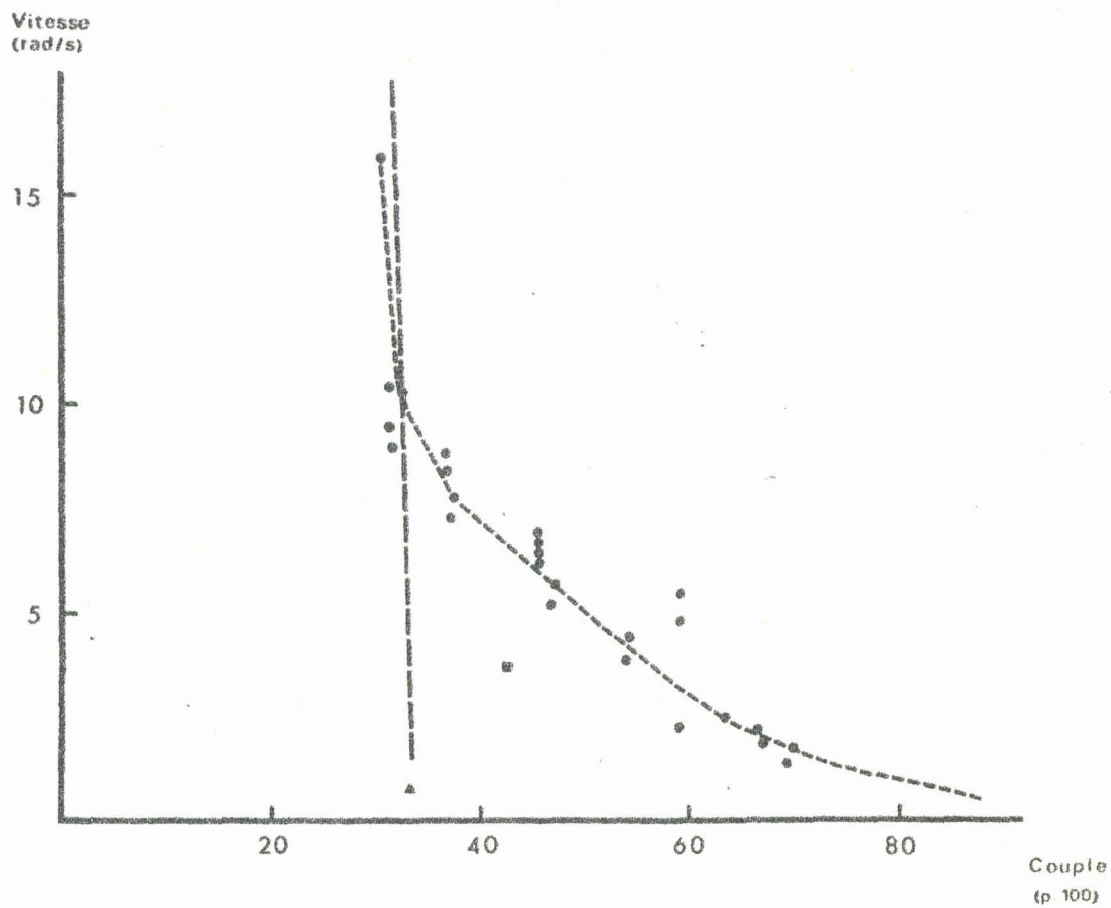
Quoiqu'il en soit, nous devons admettre que les relations force-vitesse que nous avons décrites dans des conditions sous-maximales, semblent être une caractéristique des mouvements contre inertie puisque DERN et coll. (1947) ont montré des relations analogues dans le cas de contractions maximales. Ces auteurs ont d'ailleurs pensé que la nature de la force opposée au muscle pouvait avoir une influence sur l'allure de la courbe force-vitesse. Pour confirmer cette hypothèse, ils ont réalisé une expérience où les mouvements étaient effectués contre des forces isotoniques, contre des inerties et contre des combinaisons de forces et d'inerties. Bien qu'ils ne concernent que deux sujets, leurs résultats présentent des variations interindividuelles. Cependant, pour un sujet, le graphique force-vitesse présente des caractéristiques qui ne sont pas dépourvues d'intérêt. On y trouve en effet, pour les mouvements contre inertie, une relation force-vitesse se traduisant par une droite sensiblement parallèle à l'axe des vitesses. Pour les mouvements contre des forces isotoniques, l'allure de la relation se rapproche assez de celle d'une hyperbole. Quant aux points

correspondant aux mouvements effectués contre des combinaisons de forces et d'inerties, ils se retrouvent à l'intérieur de la surface délimitée par la droite et l'hyperbole (v. fig.34). Le caractère séduisant de cette hypothèse, qui n'est ici que partiellement vérifiée, est indéniable. Nous nous proposons, à l'avenir, de l'analyser en détail dans le cadre de nos conditions expérimentales. Nous y adjoindrons d'ailleurs une étude de la relation force-vitesse en valeurs instantanées qui n'est pas dépourvue d'intérêt si l'on en croit les travaux de PERTUZON et BOUISSET (1969) qui ont effectué une telle étude pour des mouvements maximaux.

c) Relation inertie-vitesse

Ayant montré l'impossibilité d'une application directe de l'équation de HILL aux mouvements sous-maximaux effectués contre inertie, nous rapporterons succinctement des résultats qui permettent d'envisager une modification de cette équation afin de la rendre applicable aux mouvements que nous étudions. Ces résultats ont été établis à partir de courbes liant l'EMG intégré à la vitesse maximum. Selon la valeur de l'inertie, ces courbes présentent une différence de pente (v. fig.32). Il est donc possible, en considérant un niveau d'excitation donné ($Q_B = \text{constante}$), de calculer les valeurs des maxima de vitesses correspondant aux diverses inerties et de tracer une courbe liant le moment d'inertie à la vitesse maximum. En répétant l'opération pour d'autres niveaux d'excitation nous obtenons ainsi une famille de courbes inertie-vitesse d'allure sensiblement hyperbolique (v. fig.35).

Ces résultats sont à rapprocher de ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954) qui ont étudié la relation force-vitesse au cours de mouvements isotoniques sous-maximaux. Ces auteurs ont obtenu

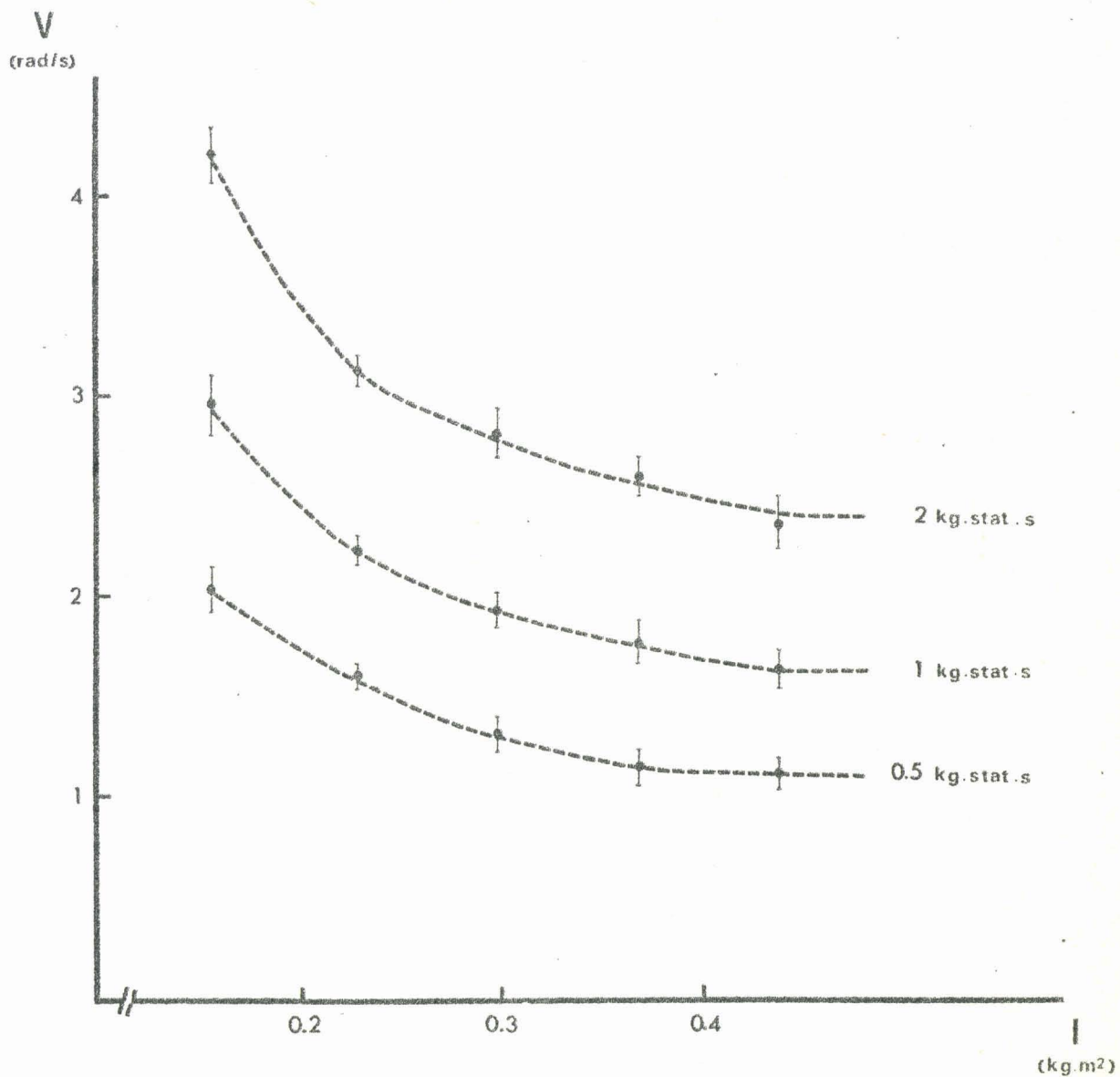


- Fig. 34 -

Relations Force-Vitesse (d'après DERN et coll., 1947).

Le graphique regroupe les résultats obtenus pour des mouvements effectués contre des inerties, des résistances et des combinaisons d'inerties et de résistances (voir texte).





- Fig. 35 -

Relations Inertie-Vitesse.



Les courbes ont été obtenues en considérant trois niveaux d'activité constants sur les courbes $Q = f(V)$ de la figure 32.

une première série de courbes à niveau d'excitation constant en ajustant, pour chaque mouvement, le poids soulevé à la vitesse imposée. La seconde famille de courbes qu'ils ont décrite est déduite de leurs relations EMG intégré-vitesse par un procédé analogue à celui que nous avons employé. L'ensemble des résultats obtenus montre l'existence d'une relation hyperbolique entre la force et la vitesse. Ces auteurs attestent ainsi la validité de l'équation de HILL (1938) pour des niveaux d'excitation sous maximaux, tout au moins dans la limite de leurs conditions expérimentales.

Si nous comparons nos résultats à ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954), l'allure de nos courbes inertie-vitesse nous incite à penser que leur équation pourrait être déduite de celle de HILL (1938) où à la force isotonique P on substituerait le moment d'inertie I , du système mobile seule constante mécanique du mouvement. Cependant, nos conditions expérimentales étant limitées à de faibles inerties, les courbes inertie-vitesse que nous avons obtenues ne constituent certainement pas un reflet valable du phénomène général. D'autre part, il faut considérer que force et moment d'inertie n'ont pas les mêmes dimensions physiques et que leur permutation dans l'équation de HILL ne repose sur aucune base théorique. Il semble donc qu'une telle interprétation soit assez prématurée et doive nécessiter des vérifications supplémentaires avant de pouvoir être sérieusement envisagée.

III - RELATION ENTRE L'EMG INTEGRE ET LE TRAVAIL MECANIQUE

Comme il l'a été montré dans le chapitre précédent, il est possible de déduire de la relation quadratique entre l'EMG intégré et la vitesse maximum, une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique, indépendante de l'inertie et de la finalité du mouvement.

1 - Caractère de généralité de la relation

Si l'on excepte le cas du brachio-radialis - qui sera envisagé au paragraphe IV - il semble que la proportionnalité entre l'EMG intégré et le travail mécanique présente un caractère de généralité certain. En effet, SCHERRER et coll. (1957) ont montré, par évaluation du coût électrique du travail dynamique, l'existence d'une relation analogue dans le cas de mouvements d'extension effectués à vitesse spontanée, le triceps travaillant dans un plan vertical contre de fortes charges. Par ailleurs, BERGSTRÖM (1959) a trouvé une relation linéaire entre l'énergie cinétique développée par le muscle abducteur de l'index et la fréquence des variations de potentiels émis lors de sa contraction volontaire. Cette relation est comparable aux précédentes si l'on admet que la fréquence des variations de potentiels - telle que la calcule BERGSTRÖM (1959) - est proportionnelle à l'EMG intégré. D'autre part, les travaux de DELHEZ et coll. (1965) et VILJANEN (1967) ont montré que la relation EMG intégré-travail mécanique était aussi vérifiée pour les muscles respiratoires au cours de l'inspiration normale. Enfin, signalons que dans des conditions analogues à celles que la présente expérimentation, nous avons pu

mettre en évidence une proportionnalité entre l'EMG intégré du triceps et le travail mécanique lors de mouvements isolés d'extension (v. GOUBEL et BOUISSET, 1967 ; GOUBEL, 1967).

2 - Interprétation en termes de recrutement d'unités motrices

On sait que tout travail mécanique peut s'exprimer par le produit vectoriel d'une force et d'une longueur. La longueur pouvant être ici considérée comme identique d'un mouvement à l'autre, les différentes valeurs de travail mécanique obtenues sont dues essentiellement à des variations de force musculaire. La relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique peut donc être interprétée dans les mêmes termes que la relation entre l'EMG intégré et la force.

Toutefois, un élément supplémentaire apparaît ici. En effet, il a été signalé que les relations liant l'EMG intégré et le carré du maximum de vitesse ne semblaient pas présenter de différence de pente entre les deux types de mouvements et ceci quelle que soit l'inertie envisagée. Il faut donc admettre que, pour atteindre un même maximum de vitesse, l'énergie électrique débitée par le muscle est la même quelle que soit la finalité du mouvement. Pour les deux types de mouvements envisagés et dans la limite de nos conditions expérimentales, il existerait donc une même régulation, suggérée par BERGSTRÖM (1959), entraînant une proportionnalité stricte entre l'EMG intégré - c'est-à-dire une expression de l'énergie électrique débitée par le muscle - et la variation d'énergie cinétique du système au cours de la phase du mouvement considéré.

Une telle proportionnalité "énergétique" - résultat de l'ajustement du nombre des unités motrices recrutées et de la fréquence de leur décharge au travail mécanique effectué - a également été mise en évidence pour des valeurs de travail mécanique nettement plus importantes que celles de la présente expérimentation. En effet, SCHERRER et coll. (1957) ont pu montrer que dans le cas de la contraction du triceps contre des résistances, la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique restait linéaire pour des levées de charges paramaximales. Toutefois, si l'augmentation du travail est obtenue en explorant des gammes de vitesse et d'inertie beaucoup plus étendues, on ne peut exclure l'éventualité de variations dans les modalités de la mise en jeu des unités motrices. Celles-ci pourraient se traduire notamment par le recueil en surface d'une activité électrique qui ne soit plus représentative de l'activité de l'ensemble des fibres impliquées dans la contraction. Cette hypothèse n'est pas à rejeter car la proportionnalité entre l'EMG de surface et l'EMG intra-musculaire (BOUISSET et MATON, 1970) n'a été établie que pour des niveaux de travail mécanique semblables à ceux de la présente expérimentation.

Dans l'éventualité d'une non-linéarité entre l'EMG intégré et le travail mécanique pour des niveaux énergétiques plus importants, il pourrait être évalué un "rendement" mécano-électrique - rapport du travail mécanique et de l'EMG intégré - à partir duquel il pourrait être envisagé la détermination d'une inertie ou d'une vitesse optimale.

3 - Interprétation d'ordre énergétique

a) difficultés du problème

L'interprétation de cette relation d'un point de vue énergétique n'est pas à faire sans précautions. En effet, si nous comparons bien une énergie obtenue (le travail mécanique) et une expression de l'énergie dépensée (l'EMG intégré), nous ne tenons pas compte, par exemple, du dégagement de chaleur ou de la consommation d'oxygène, d'ailleurs difficilement mesurables pour des travaux aussi légers. La quantification de l'activité électrique par rapport à la dépense énergétique n'est pas simple car, comme l'a rappelé RALSTON (1961), si un potentiel d'action associé à une secousse musculaire n'est pas affecté par un changement de longueur du muscle, il n'en est pas de même de la production de chaleur. Ainsi, bien que nous ayons mis en évidence une relation linéaire entre deux des variables entrant dans l'évaluation du rendement musculaire, nous ne pouvons pas conclure, sans expériences supplémentaires, sur l'existence éventuelle de relation simple entre l'énergie électrique débitée par le muscle et la dépense métabolique.

b) relation avec la puissance musculaire

A partir de la relation EMG intégré-travail mécanique, nous pouvons aussi envisager le problème de la puissance musculaire. Ce terme ayant été très souvent employé en Physiologie Musculaire comme synonyme de force ou de tension, nous croyons opportun de signaler que nous utilisons le mot puissance au sens physique du terme, à savoir le travail effectué pendant l'unité de temps. L'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique, montrée dans le cas de

mouvements effectués à des vitesses variables, donc dans des laps de temps très différents, nous conduit à énoncer l'absence de proportionnalité entre l'EMG intégré et la puissance musculaire. Ceci confirme les hypothèses d'INMAN et coll. (1952) qui, après avoir montré la variation de l'électromyogramme en fonction de la longueur du muscle pour une même force imposée, en avaient déduit l'impossibilité de relier l'enveloppe de l'électromyogramme à la puissance musculaire.

Il semble cependant que les résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954) tendent à montrer l'existence d'une relation entre l'EMG intégré et la puissance mécanique. En effet, ces auteurs évaluent l'EMG intégré par unité de temps. Si l'on admet que l'EMG intégré est une fonction linéaire du travail mécanique, l'EMG intégré par unité de temps doit alors être considéré comme une fonction linéaire de la puissance mécanique. Les relations linéaires EMG intégré - force et EMG intégré - vitesse montrées par ces auteurs peuvent alors être interprétées comme étant des expressions différentes des relations linéaires entre la puissance et la force, d'une part, et la puissance et la vitesse d'autre part. Ces deux dernières relations sont d'ailleurs parfaitement compatibles puisque l'on sait que, physiquement, la puissance peut être considérée comme le produit d'une force par une vitesse. Il faut encore noter, comme l'a remarqué RALSTON (1961), que l'évaluation de la puissance est faite à partir de la manifestation extérieure d'un travail (le déplacement d'une charge pour BIGLAND et LIPPOLD) et qu'en aucun cas, il n'est fait mention de la dépense énergétique du muscle. Ce fait et les conditions expérimentales bien particulières de

BIGLAND et LIPPOLD (1954) - déjà signalées - nous conduisent ici à abandonner comme la majorité des auteurs, l'hypothèse de l'existence d'une relation entre l'EMG intégré et la puissance mécanique.

c) utilisation des courbes force-longueur

L'analyse des courbes force-longueur instantanées au cours du mouvement à arrêt volontaire peut être d'un intérêt certain quant à l'interprétation énergétique de la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique. On sait, en effet, que le travail mécanique peut être évalué à partir de l'aire délimitée par la courbe force-longueur.

. description et interprétation des tracés obtenus

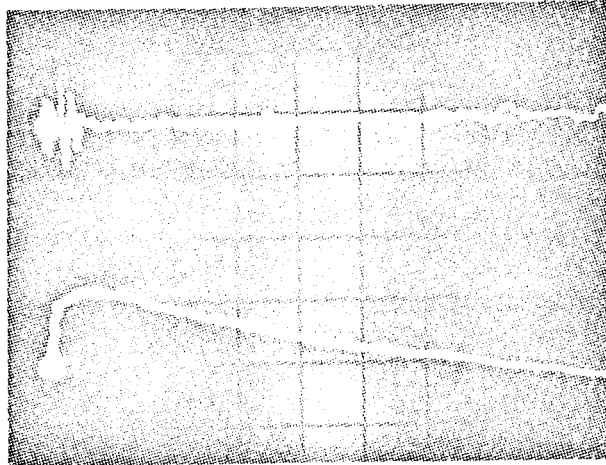
La courbe force-longueur instantanée peut être observée sur un oscilloscope recevant en XY les données F et L élaborées par le calculateur analogique (v. page 23). Ces données peuvent aussi être stockées sur bande magnétique et examinées sur une table traçante.

Sur l'ensemble du mouvement, la courbe force-longueur présente deux ondes de signe opposé qui sont en rapport direct avec les deux phases d'accélération et de décélération décrites lors de l'étude du mouvement à arrêt volontaire (v. page 37). Nous ne considérerons ici que la première onde qui se termine au moment où la vitesse atteint sa valeur maximale. Cette première onde correspond donc bien à la phase motrice du mouvement alors que la seconde est une onde freinatrice, liée à une activité du muscle antagoniste.

A l'examen, cette onde "motrice" semble pouvoir être subdivisée en trois zones bien distinctes (v. fig. 36) :

a) une zone de croissance brusque de la force correspondant à une activité importante du biceps ; b) une zone où le tracé de force se présente sous la forme d'un plateau plus ou moins prononcé et très souvent légèrement incliné qui semble être liée à un maintien de la contraction musculaire ; c) une zone où la chute de la force est relativement lente.

Ces trois zones peuvent être interprétées en fonction de l'hypothèse de HILL (1938). Selon cet auteur, le muscle en contraction se comporte comme un système formé de deux composantes : une composante contractile en série avec une composante élastique inerte, l'intervention d'éléments élastiques en parallèle étant considérée comme négligeable aux longueurs voisines de la longueur in situ. A partir de la théorie des filaments glissants (HANSON et HUXLEY, 1955), il a été possible de réaliser une identification structurale de la composante contractile au niveau de la myofibrille (v. HUXLEY, 1957). Quant à la composante élastique série, il est généralement admis qu'elle est localisée au niveau du tendon du muscle. Cependant, JEWELL et WILKIE (1958) ont montré que chez le sartorius de grenouille seule la moitié de la composante élastique série résidait dans le tendon, le reste devant se trouver dans le muscle lui-même, au niveau de la bande Z. Quelles que soient les réserves que l'on puisse faire sur ce modèle (v. PRINGLE, 1960 ; APTER et GRAESSLEY, 1970), il a eu l'avantage de permettre d'expliciter de nombreux résultats expérimentaux (v. HILL, 1949 ; WILKIE, 1956, etc...).



- Fig. 36 -

Electromyogramme et force du biceps en fonction de sa longueur.



En ordonnée : électromyogramme, 110 μ 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.

- la première zone de la courbe, qui correspond à l'établissement du maximum de force dans des conditions presque isométriques, pourrait s'interpréter par le fait que l'important raccourcissement des éléments contractiles est compensé par un étirement des éléments élastiques en série.

- la chute de la force, relativement lente, pourrait s'expliquer alors par un double phénomène. Tout d'abord, il y aurait une inactivation des éléments contractiles entraînant un arrêt de l'étirement des éléments élastiques. Ceux-ci pourraient alors se relâcher expliquant ainsi la décroissance de la force et le raccourcissement de l'ensemble du muscle. Dans cette zone, la décroissance de la force en fonction de la longueur est sensiblement linéaire et, pour la plupart des mouvements, le biceps et le triceps présentent un silence électrique commun qui est marqué sur la figure 36 par la distance entre les deux flèches verticales. Pendant cette période où les deux muscles sont simultanément silencieux on peut admettre que seule l'élasticité musculaire est mise en jeu, tenant pour négligeable l'effet de la viscosité. Un calcul de compliance, rapport de la variation de longueur à la variation correspondante de force a d'ailleurs pu être effectué dans ces conditions (v. GOUBEL et coll., 1970).

- quant au plateau, il correspondrait à un état intermédiaire : une légère diminution de l'état d'activité de la composante contractile amènerait un faible relâchement de l'étirement des éléments élastiques, l'ensemble expliquant l'existence d'un plateau de force légèrement incliné.

. interprétation de la relation EMG intégré -
travail mécanique

A partir de l'analyse des courbes force-longueur, il est possible d'apprécier ce qui correspond dans l'évaluation du travail mécanique, à un travail "contractile" et à un travail "élastique".

Ainsi, il a été montré que l'établissement du maximum de force pouvait se faire en grande partie dans des conditions isométriques, le raccourcissement des éléments contractiles étant compensé par l'allongement des éléments élastiques en série. Au moment de l'activation, la force développée par la contraction du muscle étire les éléments élastiques en série, et, de ce fait, est transmise au point d'insertion tendineux. Ces éléments élastiques ont donc ici un rôle d'amortisseur et d'accumulateur d'énergie potentielle qui a été décrit en détail sur le muscle isolé (v. HILL, 1949 et AUBERT, 1956). Chez l'homme, on sait que, dans certaines conditions, ce stockage d'énergie potentielle peut être très important comme le montrent les expériences de CAVAGNA et coll. (1968).

A cette phase d'établissement de la force, il fait suite - après un état intermédiaire - une phase de décroissance discrète de la force. Dans cette dernière zone, la fin de l'état d'activité de la composante contractile, indiquée par le tracé électromyographique provoque un relâchement des éléments élastiques. Ces derniers libèrent alors l'énergie potentielle stockée au cours de leur étirement atténuant ainsi la décroissance brutale de la tension. Il s'agit là d'une propriété

assez générale des éléments élastiques dont le rôle physiologique a été récemment rappelé par CAVAGNA (1969). Dans certains cas, cette énergie potentielle peut ne pas être restituée immédiatement mais utilisée au cours de phases ultérieures du mouvement, comme cela a été montré dans une étude de la marche par MARGARIA (1968).

D'après ce qui précède, la courbe force-longueur enregistrée peut être considérée comme le résultat de la déformation, par les éléments élastiques, de la courbe force-longueur théorique de la composante contractile. En effet, l'énergie élastique peut être assimilée à un élément de la surface force-longueur qui doit être retranché de la courbe théorique lors de l'activation (stockage d'énergie potentielle) et additionné lors du relâchement (restitution de cette énergie). L'intervention des éléments élastiques se traduirait donc par une déformation de la courbe force-longueur de la composante contractile sans que pour autant sa surface totale soit modifiée.

Cette interprétation n'est évidemment valable que si la liaison s'effectue sans frottements ce qui semble pouvoir être admis dans la limite de nos conditions expérimentales. Une expérimentation récente non encore publiée nous a permis de préciser la question de l'énergie potentielle élastique. Au cours de cette série d'expériences, nous avons étudié simultanément des mouvements contre inertie, identiques à ceux décrits ici et des mouvements où l'inertie additionnelle est remplacée par une masse à soulever.

Les résultats montrent que, pour les deux types de mouvements, une même relation linéaire lie l'EMG intégré du biceps au travail mécanique. Or, lorsqu'un muscle se contracte contre une résistance, on sait qu'il n'y aura mouvement que lorsque la force musculaire aura égalé la force correspondant à cette résistance (ici, le poids de la masse). Dans ces conditions, tout travail dynamique contre résistance est précédé d'une phase de travail statique dont l'importance varie en fonction de la force opposée au muscle. Mais si cette phase isométrique se traduit par une activité électromyographique qui entre dans le calcul de l'EMG intégré, elle ne correspond à aucun travail au sens physique du terme et il n'est pas possible d'en tenir compte dans l'évaluation du travail mécanique. On pouvait donc s'attendre, pour ce type de mouvement, à une relation EMG intégré-travail mécanique assez différente de celle trouvée pour des mouvements contre inertie. Le fait que cette relation soit identique pour les deux types de mouvements semble prouver que le supplément d'énergie correspondant à l'activité électromyographique développée lors de la phase isométrique n'apparaît pas dans le bilan énergétique global. L'interprétation la plus simple semble de nature à suggérer que l'énergie potentielle emmagasinée dans les éléments élastiques étirés au cours de la phase isométrique serait restituée avant que le maximum de vitesse soit atteint. Cette libération d'énergie mécanique compenserait alors le supplément d'énergie électrique débitée au cours de la phase de travail statique.

Quoiqu'il en soit, nous pouvons admettre que dans un mouvement contre inertie l'énergie élastique n'intervient pas

dans l'évaluation globale du travail mécanique. Cependant, cette interprétation n'est valable que dans le cas du mouvement à arrêt volontaire.

En effet, pour le mouvement de percussion, la phase de relâchement correspondant à la restitution de l'énergie potentielle élastique est relativement réduite puisque les sujets sont invités à accroître leur effort jusqu'au moment de la percussion sur la butée. Il est donc possible d'admettre que, dans ce cas, toute l'énergie élastique n'est pas restituée mais, par exemple, dissipée sous forme de chaleur au moment de la percussion. La vitesse maximum atteinte serait alors inférieure à ce qu'elle aurait dû être si l'énergie élastique avait été totalement restituée. Il semble d'ailleurs que ce phénomène se traduise sur les courbes $Q = f(V)$ par une dispersion plus importante dans le cas du mouvement de percussion (v. fig.19).

Il convient en outre de signaler ici qu'à l'examen de cette figure, les valeurs de vitesses obtenues pour les mouvements à arrêt volontaire exécutés rapidement peuvent paraître sous-évaluées. Ceci peut s'expliquer en considérant l'activité électrique du triceps. En effet, si ce muscle reste habituellement inactif pendant la phase accélératrice, on peut observer sa mise en jeu anticipée lors de mouvements à arrêt volontaire effectués à vitesse rapide (v. LESTIENNE et BOUISSET, 1968). Il est alors difficile d'admettre que la vitesse maximum mesurée n'est pas sous-évaluée. Par contre, dans le cas du mouvement de percussion, on observe toujours un silence électrique du triceps jusqu'à la fin de la phase accélératrice. La dispersion plus importante observée pour ce type de mouvement dans la gamme des vitesses rapides peut donc bien s'expliquer par une perturbation dans la restitution de l'énergie potentielle élastique.

Il semble donc que l'on puisse admettre que l'énergie élastique n'intervient que pour une part très réduite dans l'évaluation globale du travail mécanique, tout au moins en ce qui concerne la phase du mouvement étudiée ici. Dès lors, la linéarité de la relation EMG intégré-travail mécanique constituerait, pour les deux types de mouvements, une propriété de la composante contractile du principal agoniste.

IV - ETUDE DE LA RELATION PERTINENTE ET DE SA SIGNIFICATION EN TERMES DE PROPRIETE DU MUSCLE

Nous étudierons tout d'abord, pour un type de mouvement donné, les interdépendances entre les relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques et nous analyserons l'influence de la finalité du mouvement sur l'allure de ces relations. Pour cela, nous ferons appel à certaines données d'ordre purement biomécanique, en rapport avec l'organisation du mouvement. Cependant, nous ne les utiliserons que dans le but de montrer la consistance des différentes relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques et de déterminer parmi elles une relation pertinente. Enfin, nous envisagerons l'interprétation de cette relation en termes de propriété musculaire.

1 - Etude des interdépendances pour un type de mouvement donné

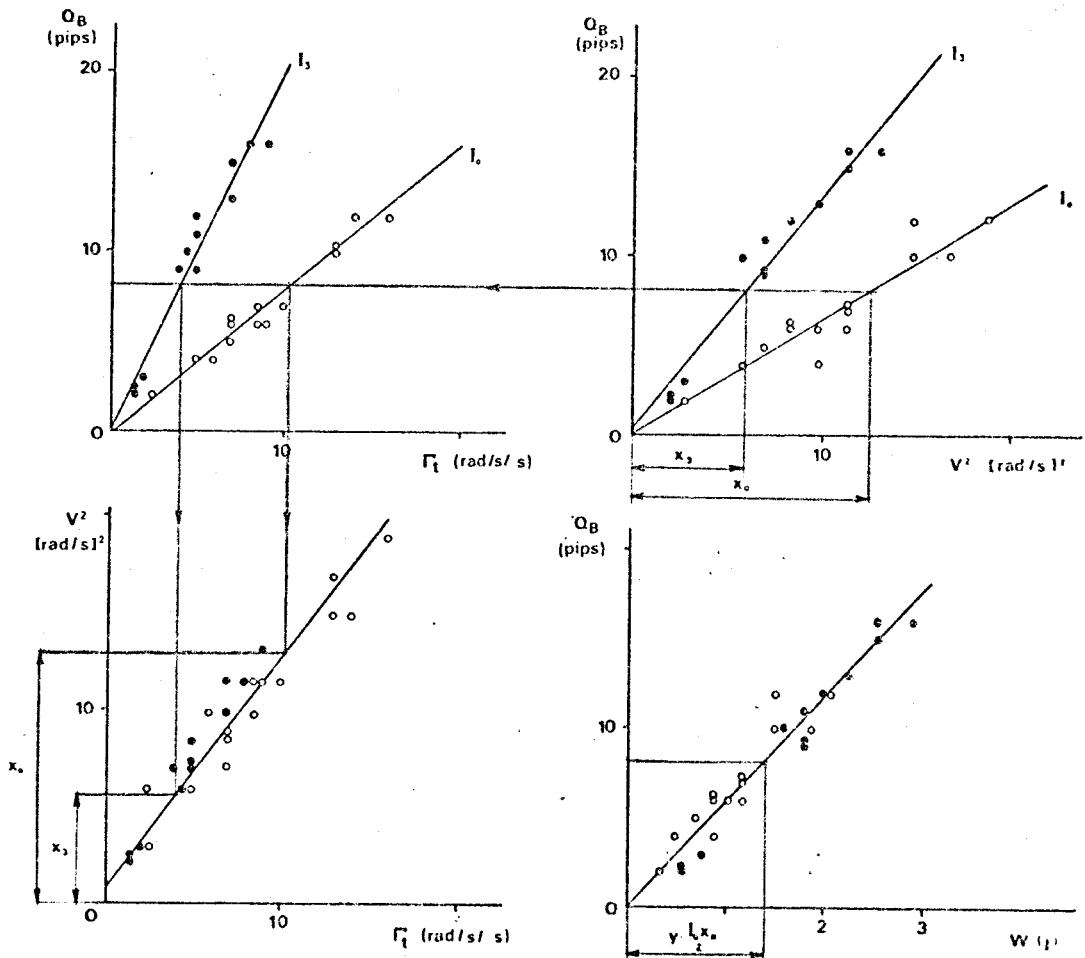
Les diverses relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques examinées dans ce Mémoire ne sont pas indépendantes les unes des autres. L'affirmation est évidente si l'on considère les relations EMG intégré - vitesse d'une part et, EMG intégré - travail mécanique d'autre part, l'énergie cinétique (W) étant, à un coefficient près, égale au carré de la vitesse (V^2). D'autre part, il a été montré, dans la première partie de la discussion, que les relations liant l'EMG intégré à la force et à l'accélération peuvent être considérées comme dépendant d'une relation purement biomécanique entre les valeurs maximales de la force (F) et de l'accélération (Γt).

Par contre, c'est l'existence d'une relation entre les valeurs maximales de la vitesse (V) et de l'accélération ($\int t$) qui fait que la relation entre l'EMG intégré et la vitesse d'une part et celle entre l'EMG intégré et l'accélération d'autre part, s'impliquent l'une l'autre.

Sur la figure 37 nous avons représenté les différentes relations entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et $\int t$, V^2 et W et la relation $V^2 = f(\int t)$ qui est une expression de la relation curviligne $V = f(\int t)$. Les différents graphiques sont construits à partir des valeurs individuelles obtenues au cours d'une expérience se rapportant à des flexions exécutées dans deux conditions d'inertie, sans surcharge (I_0) et avec une surcharge de 3 kg (I_3), l'arrêt du mouvement étant volontaire.

On remarque que les quatre relations ne sont pas indépendantes. En effet, $Q = f(V^2)$ implique $Q = f(\int t)$ compte tenu de $V^2 = f(\int t)$. Il y a deux valeurs de V^2 correspondant à une valeur donnée de Q sur le graphique $Q = f(V^2)$ et ces deux valeurs sont successivement égales aux valeurs trouvées sur le graphique $V^2 = f(\int t)$ en passant intermédiairement par la relation $Q = f(\int t)$. En outre, aux deux valeurs de V^2 ne correspond qu'une seule valeur de W . On remarquera aussi la linéarité des relations $Q = f(V^2)$, $V^2 = f(\int t)$, $Q = f(W)$ et $Q = f(\int t)$ dont les coefficients de corrélation sont compris entre .93 et .98.

Pour ne pas surcharger la figure, nous n'avons pas représenté la relation $Q = f(F)$, liée à $Q = f(\int t)$ par une relation $F = f(\int t)$. Cette dernière relation étant linéaire, des remarques s'imposent quant à la valeur α de l'excursion angulaire pour laquelle



- Fig. 37 -

Effet de l'inertie sur les relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques.

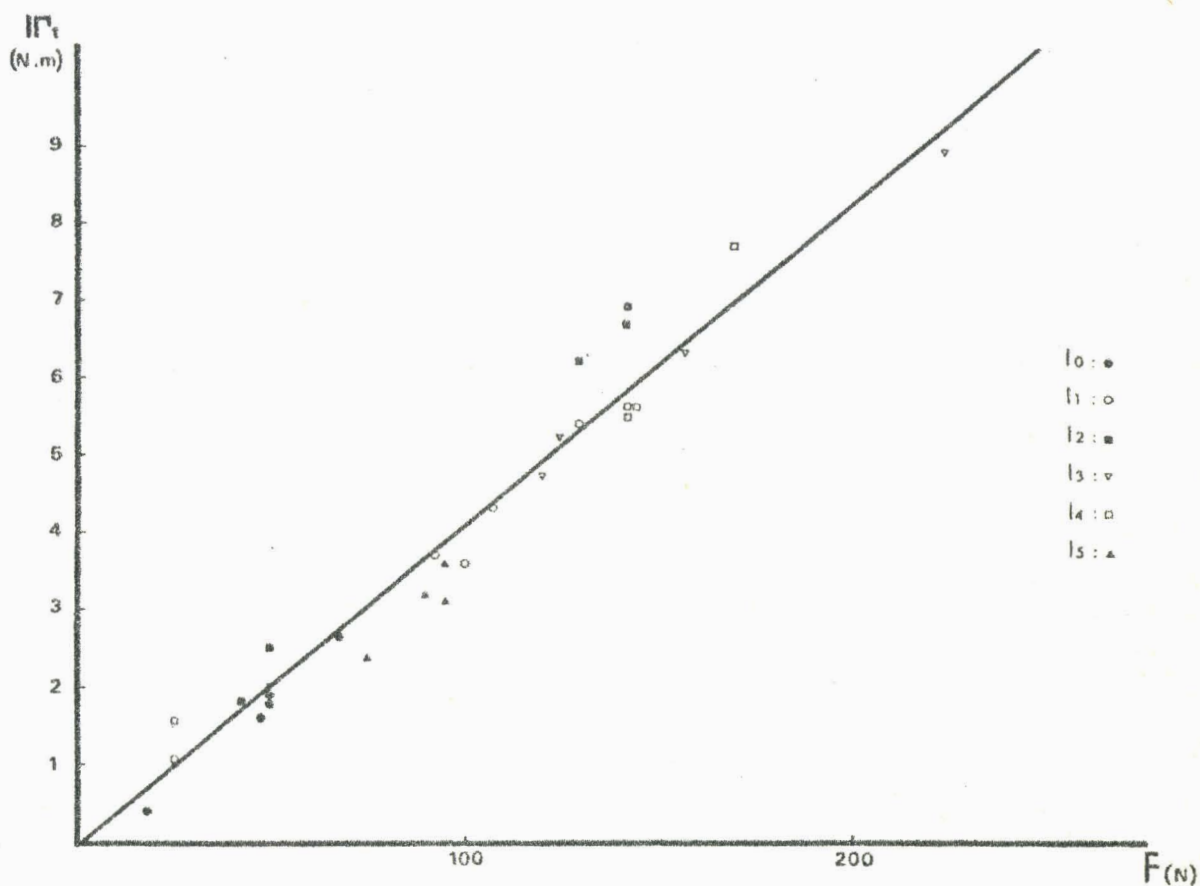
(65.12.13 - F.B.).

survient le maximum de force. On peut penser en premier lieu que les variations de α autour de 90° peuvent être sans grande influence sur la valeur de F . On peut aussi envisager l'existence d'une régulation entraînant la survenue du maximum de force pour une valeur de α sensiblement identique, d'un mouvement à l'autre. Bien que les valeurs de α trouvées expérimentalement ne soient pas trop dispersées, nous opterons pour la première solution qui a l'avantage d'être simple tout en rendant compte du phénomène.

Signalons enfin que, dans la limite de nos conditions expérimentales, l'inertie n'aurait aucune influence sur la détermination de α car il est possible de regrouper les différentes relations $F = f(I\ddot{t})$ correspondant aux inerties étudiées sur une même droite en représentant $I\ddot{t} = f(F)$ (v. fig. 38).

2 - Influence de la finalité du mouvement sur les relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques

Il a été montré que pour des mouvements effectués contre une inertie donnée, la pente de la relation entre l'EMG intégré et l'accélération maximum est plus faible dans le cas du mouvement à arrêt volontaire que dans le cas du mouvement de percussion. Ceci signifie que pour une même valeur de l'EMG intégré - c'est-à-dire pour une même activité électrique du principal agoniste - l'accélération maximale atteinte est plus élevée dans le cas du mouvement à arrêt volontaire, comme l'avait noté BOUISSET (1965). Cette différence peut s'expliquer de deux façons. Ou bien, dans les deux types de mouvements, les maxima d'accélération surviennent à des instants différents. Ou bien, la régulation du mouvement à arrêt volontaire est telle



- Fig. 38 -

Indépendance de la relation $I_t = f(F)$ vis à vis de l'inertie.

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.)



que le sujet puisse atteindre la même accélération maximale que lors d'un mouvement de percussion, tout en mettant en jeu une activité musculaire de moindre importance. L'analyse de la relation EMG intégré - vitesse maximum va nous permettre de voir l'explication qu'il convient de retenir.

En effet, nous avons signalé que les relations liant l'EMG intégré à la vitesse maximum - ou à son carré - ne présentaient plus la différence de pente observée entre les deux types de mouvements lors de l'étude des courbes EMG intégré - accélération maximum, et ceci quelle que soit l'inertie envisagée. Quel que soit le type de mouvement, nous avons donc admis que pour atteindre un même maximum de vitesse, la quantité d'électricité débitée par le muscle devait être la même. La différence observée entre les deux types de mouvements pour la relation EMG intégré - $\int t$ ne peut donc s'expliquer que par le fait que, pour les deux types d'arrêt, le maximum d'accélération survienne à des instants différents.

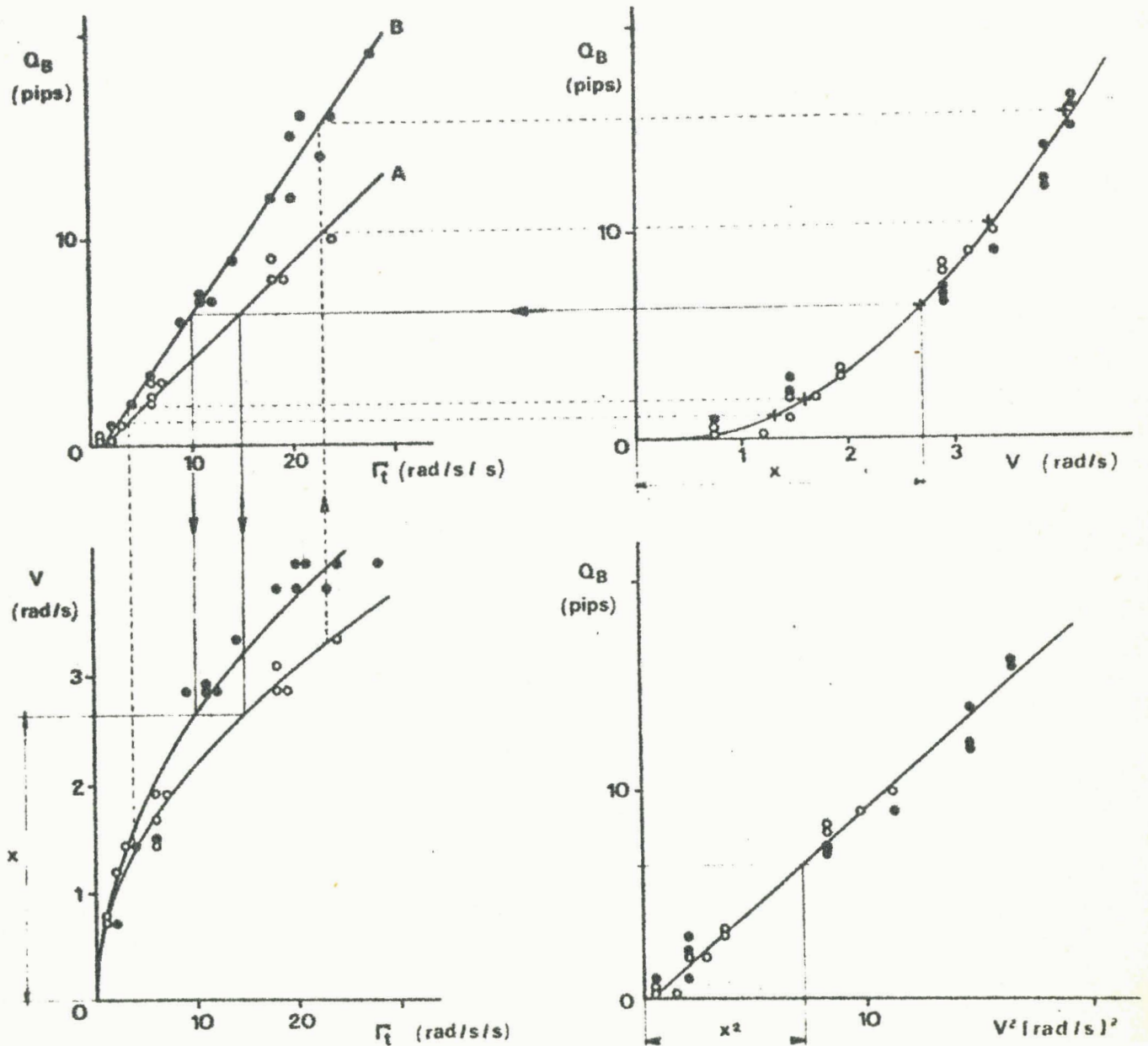
En outre, il faut rappeler que la courbure de la relation vitesse maximum - accélération maximum n'est conditionnée ici que par le type de mouvement. Nous n'avons en effet observé aucune influence de l'inertie sur la pente de la droite $V^2 = f(\int t)$. Cette relation rend donc compte de la différence de forme entre les tracés accélérométriques des deux types de mouvements et prouve qu'à une même valeur de la vitesse maximum, reflet de l'accélération moyenne, correspondent deux valeurs de l'accélération maximum, caractéristiques du type de mouvement.

Signalons enfin qu'il a pu être montré une influence de l'amplitude du mouvement sur la courbure de la relation $V = f(\int t)$ (BOUISSET et DENIMAL, non publié).

On peut aussi montrer que les diverses relations étudiées ne sont pas indépendantes, pour une inertie donnée. A cet effet, nous avons regroupé sur la figure 39 les relations entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et $\int t$, V et V^2 et la relation $V = f(\int t)$. L'explication donnée pour la figure peut être reprise : à une valeur donnée de V sur le graphique $Q = f(V)$ correspond une valeur de Q_B et deux valeurs de $\int t$, selon le type de mouvement, sur le graphique $Q = f(\int t)$. En rappelant ces deux valeurs sur le graphique $V = f(\int t)$ on constate qu'elles correspondent à une seule valeur de V qui est celle initialement considérée sur le graphique $Q = f(V)$. En outre, $Q = f(V)$ implique $Q = f(V^2)$ par construction.

La relation $V = f(\int t)$, indépendante de l'inertie considérée, semble donc bien être une conséquence de la manière dont la force musculaire est mise en jeu à chaque instant du mouvement. On sait d'ailleurs que la valeur instantanée de la force est liée à celle de l'électromyogramme intégré. Cette façon de voir est aussi corroborée par le fait que la constante k de la relation $V^2 = k(\int t)$ change lorsque la finalité du mouvement - c'est-à-dire l'organisation de celui-ci est modifiée (v. fig. 26). En ce qui concerne la valeur maximale de l'accélération, la modification en question a pour conséquence que, pour une vitesse donnée, l'accélération, plus faible dans le cas du mouvement à arrêt par percussion, survienne pour une valeur du déplacement angulaire plus importante. Il s'agirait là d'une conséquence globale de l'organisation du mouvement se manifestant au niveau périphérique.

Il semble donc que la consistance des différentes relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques soit indéniable. Cette consistance ressort non seulement de la cohérence des



- Fig. 39 -



Effet de la finalité du mouvement sur les relation entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques.

Les graphiques ont été réalisés à partir des valeurs individuelles obtenues au cours d'une expérience se rapportant à des mouvements exécutés contre une inertie donnée correspondant à une surcharge de 2 kg. On a considéré simultanément le cas des mouvements à arrêt par visée (A) et par percussion (B).

(65.12.13 - F.B.)

inter-relations mais encore de leur reproductibilité et de leur faible dispersion. Il en résulte que la valeur intégrée de l'électromyogramme global peut être considéré, dans nos conditions expérimentales tout au moins, comme un bon indice du niveau d'excitation du muscle.

3 - Détermination de la relation pertinente

Puisque les diverses relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques considérées ici s'impliquent mutuellement, on doit se demander quelle est la relation pertinente. On peut penser, a priori, que la relation linéaire entre l'EMG intégré et la force musculaire soit la plus pertinente au point de vue physiologique. En effet, cette proportionnalité a déjà été mise en évidence dans le cas de contractions isométriques par LIPPOLD (1952) et confirmée par de nombreux auteurs. De plus, cette linéarité peut être considérée comme la conséquence d'une relation entre les valeurs instantanées de l'EMG intégré et de la force que l'on peut interpréter facilement en termes de recrutement spatial et temporel d'unités motrices. Mais si l'on en croit les résultats d'INMAN et coll. (1952), l'existence d'une telle relation dans des conditions anisométriques ne peut être montrée que si les variations de longueur imposées au muscle ne sont pas très importantes. Enfin, il faut signaler que la relation entre l'EMG intégré et la force présente, comme celle liant l'EMG intégré à l'accélération maximum, une différence de pente selon le type de mouvement.

Il semble que la relation pertinente soit plutôt celle qui n'est pas affectée par les modifications des conditions d'exécution

du mouvement. Or, la relation EMG intégré - travail mécanique est indépendante de l'inertie et de la finalité du mouvement. De plus, elle possède un caractère de généralité qui n'est pas à négliger (v. page 74). On peut donc raisonnablement considérer qu'elle constitue la relation pertinente au point de vue physiologique.

Pour un type de mouvement donné, des deux relations EMG intégré - force musculaire et EMG intégré - travail mécanique, il peut en être déduit une troisième entre la force musculaire et le travail mécanique qui elle aussi est linéaire. L'existence d'une telle relation semble de nature à étayer deux hypothèses :

. d'une part, le travail s'exprimant par le produit vectoriel d'une force et d'une longueur, il semble que la valeur du déplacement angulaire pour laquelle survient le maximum de vitesse soit sensiblement identique d'un mouvement à l'autre. Ceci semble d'ailleurs assez probable puisque nous étudions des mouvements d'amplitude limitée et que les sujets sont invités à respecter les limites fixées à l'excursion angulaire.

. d'autre part, cette relation nous permet d'établir un lien entre l'énergie potentielle stockée dans les éléments élastiques et le travail mécanique effectué. En effet, on sait que les éléments élastiques du muscle ne suivent pas une relation tension - longueur linéaire mais exponentielle (v. HILL, 1953 ; AUBERT, 1955). Le rapport entre l'énergie élastique stockée et la force musculaire n'est donc pas constant. De la relation linéaire entre le travail mécanique et la force musculaire, on peut donc déduire que le rapport entre l'énergie élastique et le travail mécanique n'est pas constant mais augmente quand la force musculaire devient plus importante. Ainsi, par un raisonnement différent de celui déjà soutenu (v. page 83), nous prouvons une nouvelle fois la nécessité

d'une restitution de l'énergie potentielle élastique - avant que la vitesse maximum ne soit atteinte - pour que la relation EMG intégré-travail mécanique reste linéaire.

En conclusion, la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique qui présente un caractère de généralité indéniable semble être la relation pertinente du point de vue physiologique. Par contre, la relation entre les valeurs instantanées ou globales de l'EMG intégré et de la force qui n'est pas indépendante de la précédente semble liée aux conditions d'exécution du mouvement. La linéarité de la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique - qui constitue une propriété de la composante contractile du principal agoniste - pourrait traduire, pour chaque mouvement l'asservissement, au niveau de la commande motrice, de l'énergie électrique débitée par le muscle au travail mécanique effectué.

4 - Essai d'interprétation des résultats en termes de propriété du Muscle

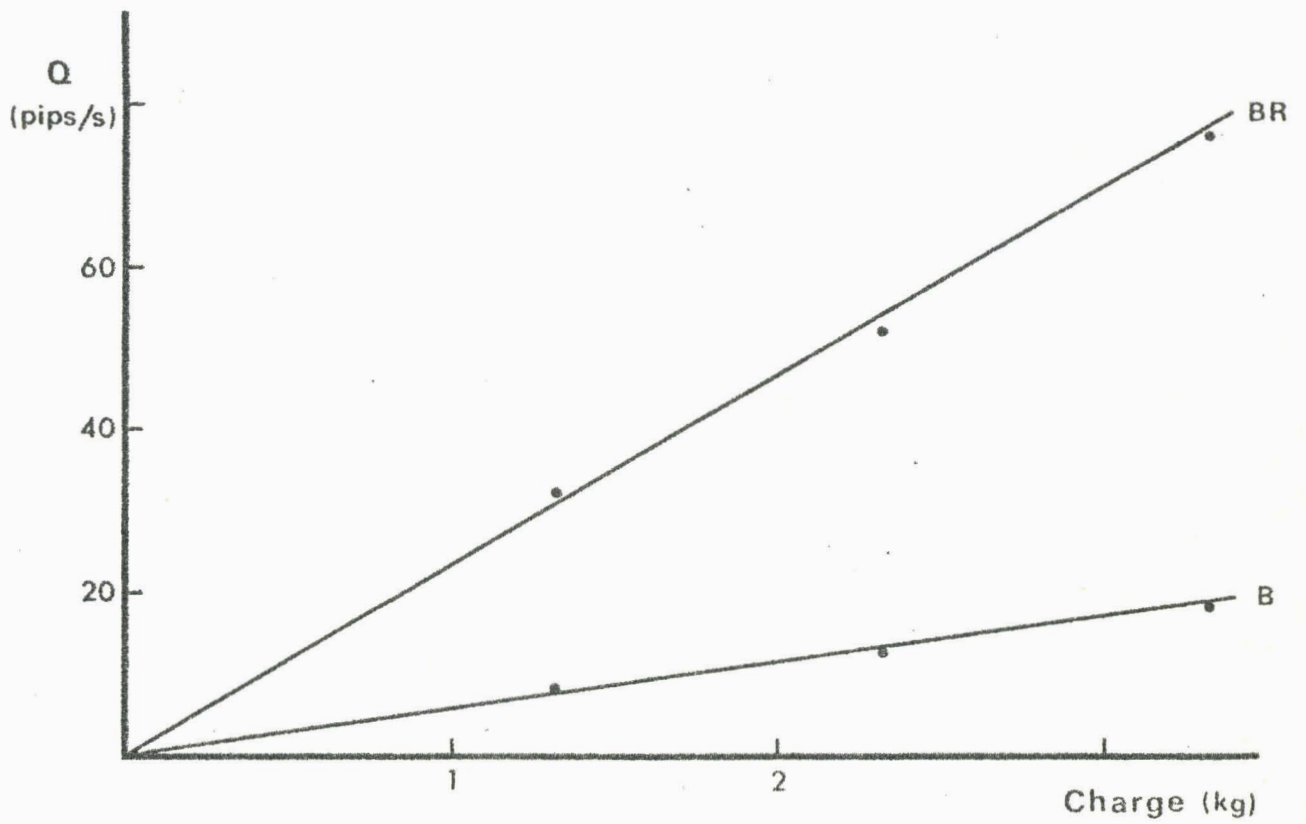
Même si un mouvement monoarticulaire aussi simple que celui de la flexion du coude répond aux critères nécessaires à une étude quantitative rigoureuse, il faut noter que nos résultats portent essentiellement sur l'activité électrique du biceps alors que pour le moins, le brachial antérieur (brachialis) et le long supinateur (brachio-radialis) interviennent aussi (v. BASMAJIAN et LATIF, 1957 ; PAULY et coll., 1967). D'autre part, même si le triceps est généralement inactif, son étirement passif n'est pas à négliger. Cependant, cette force élastique du muscle antagoniste est vraisemblablement constante d'un mouvement à l'autre du fait

de la limitation de l'amplitude de ce mouvement. Ainsi, la linéarité de la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique peut paraître assez étonnante. En effet, le travail mécanique est calculé à partir de la vitesse maximum du mouvement qui est le résultat de la contraction de l'ensemble des agonistes. Mais, pour l'établissement de la relation, ce travail est comparé à l'activité électromyographique d'un seul muscle. Nous nous sommes donc proposés d'interpréter cette relation en termes de propriété musculaire en étudiant la contribution relative de deux muscles agonistes de fonction différente.

a) étude de la contribution relative du biceps
et du brachio-radialis

Lors d'une expérimentation complémentaire (LESTIENNE et GOUBEL, 1969), nous avons examiné la contribution relative du biceps et du brachio-radialis au cours d'épreuves isométriques (maintien d'une charge) et anisométriques (mouvements contre inertie).

En ce qui concerne l'épreuve isométrique les résultats montrent que les activités électriques intégrées du biceps (Q_B) et du brachio-radialis (Q_{BR}) sont proportionnelles à la charge maintenue (v. fig. 40). Ce résultat entraîne donc, dans la limite de nos conditions expérimentales, un rapport Q_B/Q_{BR} constant - et généralement inférieur à l'unité - quelle que soit la charge maintenue. Il convient incidemment de noter que le brachio-radialis, contrairement aux observations de BASMAJIAN (1959), n'est pas nécessairement peu actif et que des variations interindividuelles - déjà signalées par DE SOUSA et coll. (1961) - ont pour effet de modifier et parfois d'inverser le rapport Q_B/Q_{BR} .



- Fig. 40 -

Contribution relative du biceps et du brachio-radialis
à un travail statique.

(69.2.4 - G.H.)

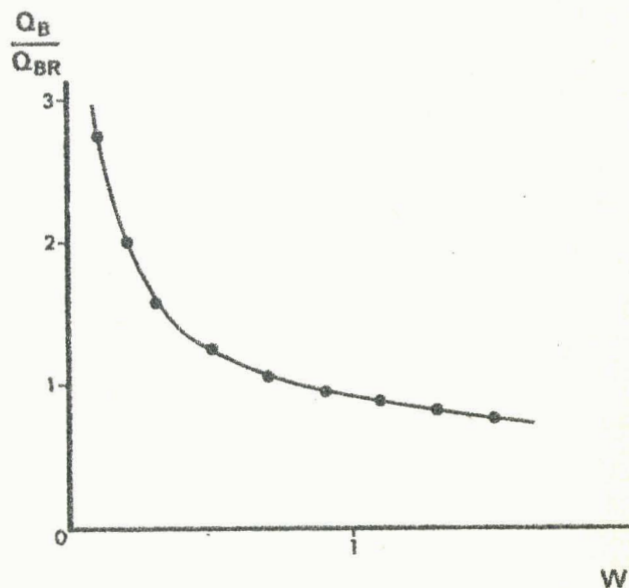
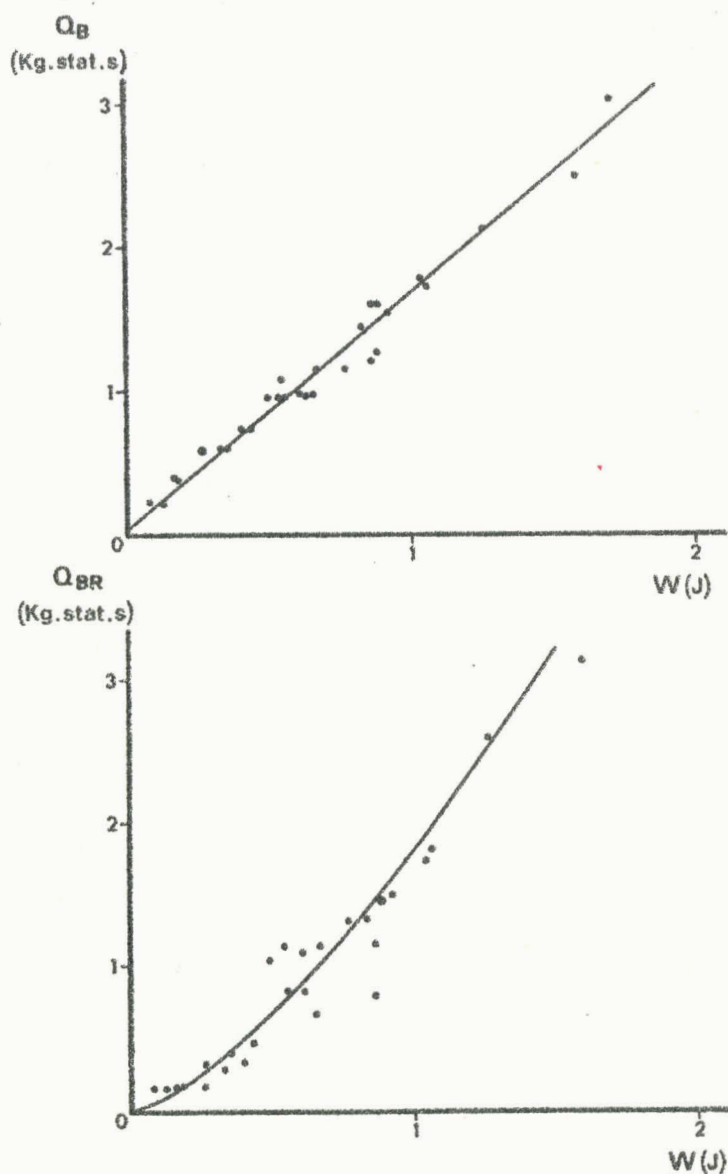


En ce qui concerne l'épreuve anisométrique, on remarque que, par rapport à celle du biceps, la contribution du brachio-radialis est relativement plus importante lors d'un mouvement effectué à vitesse rapide. Il en résulte que, contrairement à Q_B , Q_{BR} n'est pas une fonction linéaire du travail mécanique (W). La meilleure approximation de cette fonction semble être une relation du type $Q_{BR} = aW^n$ (n fractionnaire). Ceci entraîne une diminution du rapport Q_B/Q_{BR} lorsque le travail mécanique croît (v. fig.41).

b) interprétation

Les résultats qui précèdent montrent que l'allure de la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique varie selon le muscle considéré. Afin d'expliquer cette différence, il serait souhaitable de connaître aussi l'allure de la même relation pour le brachialis. Mais il se trouve qu'il est impossible de détecter l'activité électrique de ce muscle à l'aide de la technique d'électrodes de surface utilisée ici. On peut toutefois se rapporter aux travaux de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) qui ont montré, lors de mouvements contre inertie, qu'il existe une telle concordance entre les activités électriques du biceps et du brachialis que l'enregistrement obtenu sur l'un des deux muscles peut être considéré "avec suffisamment de certitude" comme représentatif de l'activité de l'autre muscle. Les résultats de ces auteurs permettent donc de supposer l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du brachialis et le travail mécanique.

L'allure différente de cette relation pour le brachio-radialis peut s'expliquer par le fait que la signification fonctionnelle de l'électromyogramme de surface de ce muscle n'est pas la même que celle du biceps. Deux éventualités peuvent être envisagées à ce propos.



- Fig. 41 -

Contribution relative du biceps et du brachio-radialis à un travail dynamique.

Les graphiques $Q_B = f(W)$ et $Q_{BR} = f(W)$ ont été réalisés à partir des résultats obtenus sur un sujet dans six conditions d'inertie.

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

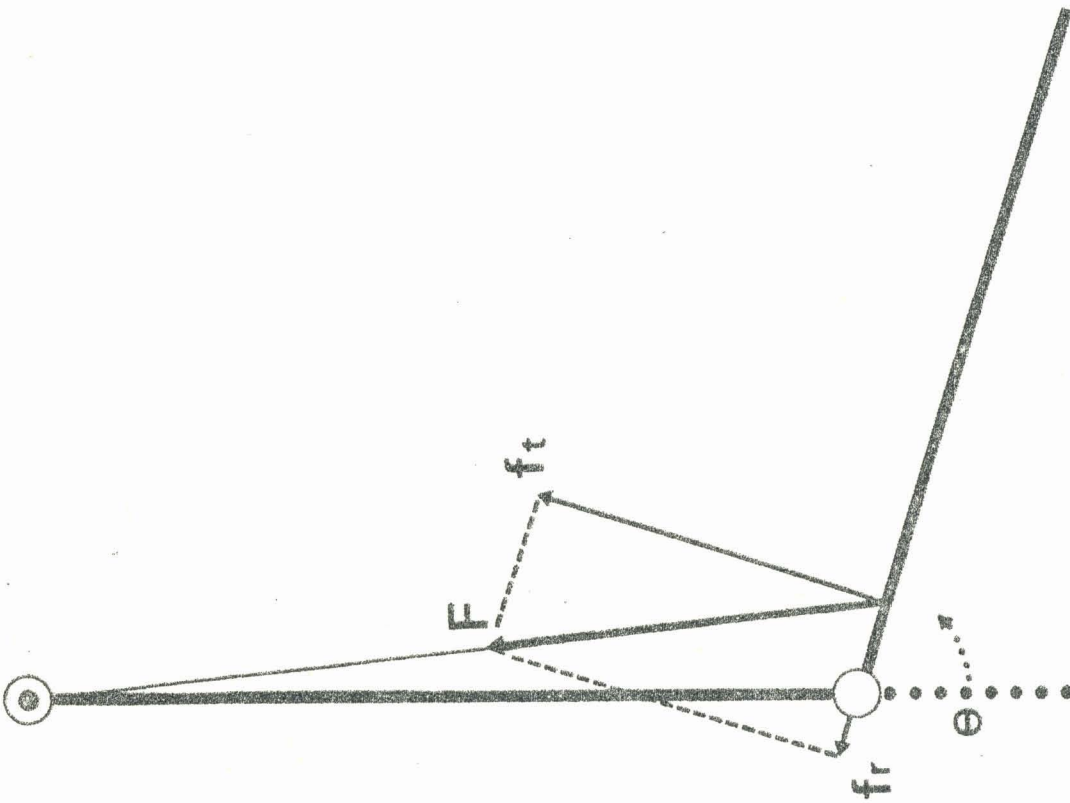


En premier lieu, on sait que la relation entre l'EMG intégré et la force isométrique n'est plus linéaire pour des charges proches de la force isométrique maximum du muscle (v. ZUNIGA et SIMONS, 1969). Le brachio-radialis étant un muscle de section relativement peu importante, sa force maximum est beaucoup plus faible que celle du biceps. On pourrait dès lors craindre que l'allure curvilinéaire de la relation entre Q_{BR} et W soit due au fait que la force développée par le brachio-radialis serait assez proche de sa valeur maximale. En fait, ce muscle est capable de développer des forces beaucoup plus importantes que celles exigées pour les mouvements étudiés ici, si l'on en croit certains résultats de PERTUZON (non publiés) concernant l'activité électrique du long supinateur dans des conditions maximales.

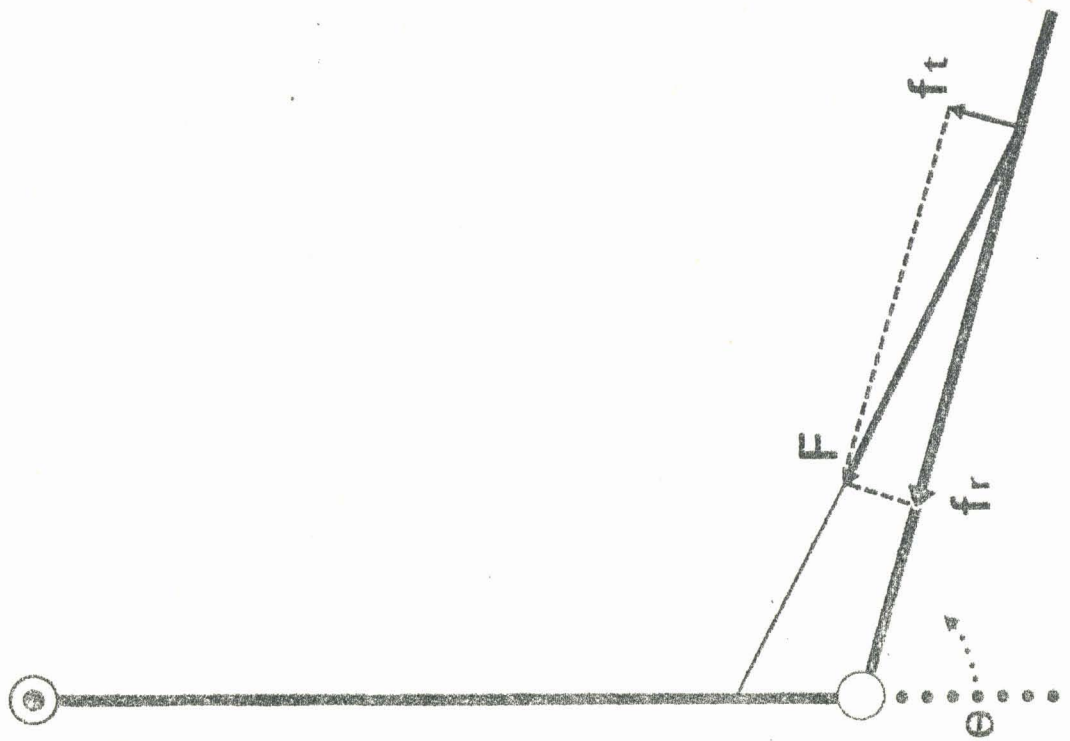
En deuxième lieu, des arguments liés à la fonction du brachio-radialis peuvent être invoqués. L'exposé de ces arguments nécessite un bref rappel de mécanique articulaire.

Lorsqu'un muscle est impliqué dans un mouvement mono-articulaire, la force engendrée par sa contraction se décompose suivant le grand axe de l'os et la perpendiculaire à celui-ci abaissée du point d'insertion mobile. La composante radiale ne peut pas favoriser le mouvement et compense la tendance à la dislocation due à la force centrifuge. Par contre, la composante tangentielle provoque une rotation du levier (v. fig. 42).

Appliquant ces données aux fléchisseurs du coude et considérant leurs points d'insertion respectifs, MAC CONAILL (1946, 1949) a défini le brachio-radialis comme un muscle à effet stabilisateur ("shunt muscle") exerçant par sa composante radiale prédominante une force centripète ayant pour effet de protéger l'articulation au cours du mouvement. Cet auteur considère par contre le biceps comme un muscle à effet rotateur



Muscle "spurt"



Muscle "shunt"

- Fig. 42 -

(F : force musculaire ; f_t : composante tangentielle ; f_r : composante radiale)



("spurt muscle") provoquant par l'importance de sa composante tangentielle la flexion de l'avant-bras sur le bras (v. fig. 42).

Les fonctions des deux muscles étant différentes, leurs activités électriques n'ont donc vraisemblablement pas la même signification. Celle-ci peut d'ailleurs être précisée en analysant la variation du rapport Q_B/Q_{BR} en fonction du travail mécanique. Ainsi, l'augmentation relative de l'activité électrique du brachioradialis lors d'un travail mécanique important peut s'expliquer par un accroissement de la force centrifuge qui, comme l'a rappelé BASMAJIAN (1967), ne peut être contrebalancée que par l'activité du muscle à effet stabilisateur. S'il était possible de dissocier dans un électromyogramme ce qui correspond à la fixation (composante radiale) et à la rotation (composante tangentielle), on pourrait alors peut être montrer que la part de Q_{BR} correspondant à sa composante tangentielle suit une loi linéaire avec le travail mécanique effectué.

Quoiqu'il en soit, il semble que la linéarité de la relation entre l'EMG intégré du biceps et le travail mécanique puisse être considérée comme une caractéristique de sa fonction de muscle à effet rotateur. Enfin, il convient de rappeler que cette relation a été trouvée pour de nombreux muscles dont l'activité - comme celle du biceps ici - consiste presque exclusivement à produire le mouvement. On peut donc penser que cette relation constitue plus généralement une propriété du Muscle.

RESUME - CONCLUSIONS

1 - Afin de pouvoir aborder l'étude des propriétés mécaniques du muscle humain impliqué dans un mouvement sous-maximal, il s'avère nécessaire de choisir un indice du niveau d'excitation du muscle et de tester sa valeur en étudiant la consistance des relations entre cet indice et les variables mécaniques de la contraction. Nous nous sommes proposés d'apprécier ce niveau d'excitation à partir de l'EMG de surface et plus précisément de son intégration qui a l'avantage de tenir compte à la fois de l'amplitude et de la fréquence des variations de potentiels.

2 - Une analyse de la littérature montre que l'EMG intégré a fait l'objet de nombreux travaux apportant des résultats parfois contradictoires pour avoir été obtenus par des auteurs différents se plaçant dans des conditions expérimentales peu comparables. C'est ainsi que l'EMG intégré a pu être relié à la force isométrique par une relation linéaire (LIPPOLD, 1952 ; SCHERRER et BOURGUIGNON, 1959) ou curvilinéaire (BOTTOMLEY, 1964 ; VREDENBREGT et KOSTER, 1966). De même, la relation



entre l'EMG intégré et la vitesse est linéaire d'après BIGLAND et LIPPOLD (1954) alors que les résultats de BERGSTRÖM (1959) indiquent une absence de proportionnalité entre ces deux variables. Il nous a donc paru souhaitable de reconsidérer les diverses relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques du mouvement à l'occasion d'une même expérimentation afin d'examiner leur dépendance mutuelle et de préciser la relation pertinente. D'autre part, nous nous proposons d'étudier l'influence de la fonction du muscle sur l'allure de cette relation afin de l'interpréter en termes de propriété du Muscle.

3 - Le mouvement étudié est un mouvement unidirectionnel de flexion du coude, effectué dans un plan horizontal contre quatre faibles inerties, la force et la vitesse étant instantanément variables. L'amplitude du mouvement est limitée à $\pm 20^\circ$ de part et d'autre de la position de repos de l'articulation soit par percussion d'une butée, soit par visée d'un repère. La technique comporte la détection et l'enregistrement du déplacement (Θ), de la vitesse (Θ'), des accélérations tangentielle (Θ'') et radiale (Θ'^2), des électromyogrammes globaux et intégrés du biceps (principal agoniste) et du triceps (antagoniste). A partir de Θ et Θ'' , il est possible de calculer - connaissant certaines constantes biomécaniques - les valeurs instantanées de la longueur (L), et de la force résultante (F) rapportée au biceps, à l'aide d'un calculateur analogique.

Quatre sujets ont chacun fait l'objet de deux examens identiques portant sur l'ensemble des conditions expérimentales.

4 - On montre l'existence d'une relation a) linéaire entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et l'accélération maximum, b) quadratique entre Q_B et la vitesse maximum, c) linéaire entre Q_B et le travail mécanique. Le coefficient de la relation a) dépend de l'inertie et de la finalité du mouvement, celui de la relation b) dépend seulement de l'inertie et celui de la relation c) ne dépend ni de l'inertie ni de la finalité du mouvement. A partir de la relation a) on met en évidence l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du biceps et la force résultante rapportée au biceps dont la pente n'est pas affectée par la variation d'inertie. Dans tous les cas, les relations sont très consistantes, c'est-à-dire que leurs coefficients de corrélation sont très élevés et que leur allure reste identique d'un examen et d'un sujet à un autre.

5 - Les différentes relations sont discutées en fonction des données classiques de la contraction musculaire.

La relation entre les valeurs maximales de l'EMG intégré et de la force - qui peut être considérée comme la conséquence d'une relation entre les valeurs instantanées de ces deux variables - ne pourrait être mise en évidence que pour des variations de longueur assez faibles ce qui complèterait les résultats d'INMAN et coll. (1952).

A partir de la relation quadratique entre l'EMG intégré et la vitesse, - nullement incompatible avec les résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954) - il est possible de tracer des courbes force-vitesse pour des niveaux d'activité donnés qui n'ont pas l'allure prévue par HILL (1938) mais sembleraient en accord avec certains résultats de DERN et coll. (1947). L'existence d'une relation hyperbolique inertie-vitesse est postulée.

Le caractère de généralité indéniable de la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique est mis en évidence. L'analyse des courbes force-longueur instantanées est envisagée dans le but d'interpréter la relation EMG intégré-travail mécanique en termes de travail contractile et de travail élastique.

6 - Compte tenu de l'existence d'une relation quadratique purement biomécanique entre la vitesse et l'accélération, on établit que les diverses relations considérées s'impliquent mutuellement et que c'est la relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique qui semble pertinente au point de vue physiologique. Il apparaît que cette relation, dont l'allure varie avec la fonction du muscle, constitue, sous certaines hypothèses, une propriété de la composante contractile du Muscle. De la consistance entre les différentes relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques, il ressort que la valeur intégrée de l'électromyogramme global constitue, dans la limite de nos conditions expérimentales, un bon indice du niveau d'excitation du muscle.

BIBLIOGRAPHIE

- ADRIAN, E.D. et BRONK, D.W. (1929). The discharge of impulses in motor nerve fibres. II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contraction. *J. Physiol.*, London, 67, 119-151.
- AHLGREN, J. (1966). Mechanism of mastication. A quantitative cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children, with special reference to occlusion of the teeth. *Acta Odont. Scand.*, 24, suppl. 44.
- APTER, J.T. et GRAESSLEY, W.W. (1970). A physical model for muscular behavior. *Biophys. J.*, 10, 539-555.
- AUBERT, X., ROQUET, M.L. et VAN DER ELST, J. (1951). The tension-length diagram of the frog's sartorius muscle. *Arch. int. Physiol.*, 59, 239-241.
- AUBERT, X. (1955). Intervention d'un élément élastique pur dans la contraction du muscle strié. *Arch. int. Physiol. Bioch.*, 63, 197-202.
- AUBERT, X. (1956). Le couplage énergétique de la contraction musculaire. ARSCIA édit., Bruxelles, 1 vol., 315 p.
- BAHLER, A.S., FALES, J.T. et ZIERLER, K.L. (1968). The dynamic properties of mammalian skeletal muscle. *J. Gen. Physiol.*, 51, 369-384.

- BASMAJIAN, J.V. (1959). "Spurt" and "shunt" muscles : an electromyographic confirmation. *J. Anat.*, 93, 551-553.
- BASMAJIAN, J.V. (1967). Muscles Alive. Their functions revealed by electromyography. 2e édit. THE WILLIAMS & WILKINS COMPANY édit., Baltimore, 1 vol., 421 p.
- BASMAJIAN, J.V. et LATIF, A. (1957). Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow : a detailed electromyographic analysis. *J. Bone Jt Surg.*, 39-A, 1106-1118.
- BATES, J.A.V. et COOPER, J.D. (1954). A simple electronic circuit for measuring a voltage-time integral. *J. Physiol.*, London, 123, 28 P - 29 P.
- BAYER, H. et FLECHTENMACHER, C. (1950). Ermüdung und Aktionstromspannung bei der isometrischer Muskelkontraktion des Menschen. *Arbeitsphysiol.*, 14, 261-270.
- BERGSTRÖM, R.M. (1959). The kinetic energy produced by voluntarily controlled muscle action and the frequency of the motor discharge. *Acta Physiol. Scand.*, 47, 179-190.
- BIGLAND, B. et LIPPOLD, O.C.J. (1954). The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiol.*, London, 123, 214-224.
- BOTTOMLEY, A.H. (1964). The control of muscles. *Prog. Biocybern.*, 1, 124-131.
- BOUISSET, S. (1965). Effet sur l'activité électromyographique intégrée de la finalité du mouvement. *J. Physiol.*, Paris, 57, 568.
- BOUISSET, S. et DENIMAL, J. (1964). Etude de la relation entre l'activité électromyographique intégrée et l'accélération d'un mouvement de percussion. *Rev. Neurol.*, Paris, 110, 347-349.

- BOUISSET, S. et GOUBEL, F. (1967). Relation entre l'activité électromyographique intégrée et la vitesse d'exécution de mouvements monoarticulaires simples. *J. Physiol.*, Paris, 59, 359.
- BOUISSET, S. et GOUBEL, F. (1968). Interdependence of relations between integrated EMG and diverse biomechanical quantities in normal voluntary movements. *Electromyography*, 8, suppl.1, 151-162.
- BOUISSET, S. et GOUBEL, F. (1970). Relation entre les valeurs instantanées de la force et de l'électromyogramme intégré, (à paraître).
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1970). Relation quantitative entre les activités électromyographiques globale et élémentaire au cours du mouvement volontaire. (à paraître).
- 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 P - 47 P.
- BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1889). Die rotationsmomente der beugemuskeln am ellbogengelenk des menschen. *Abhandl. d. K. S. Ges. d. Wiss.*, 26, 245-310.
- BRICHICIN, M., POLAK, O., FISCHER, P. et LANC, O. (1968). Kinesiographic and electromyographic analysis of motor activity in man. *Activ. nerv. sup.*, Prague, 10, 51-56.
- BUCHTHAL, F. (1942). The mechanical properties of the single striated muscle fibre at rest and during contraction, and their structural interpretation. *Dan. Biol. Medd.*, 17, 2, 1-140.
- BUCHTHAL, F. (1957). An introduction to electromyography. GYLDENDAL édit., Kobenhavn, 1 vol., 43 p.

- BUCHTHAL, F. (1959). The functional organization of the motor unit : a summary of results. *Amer. J. phys. Med.*, 38, 125-128.
- BUCHTHAL, F., GULD, C. et ROSENFALCK, P. (1957). Multielectrode study of the territory of a motor unit. *Acta Physiol. Scand.*, 39, 83-104.
- CAVAGNA, G.A. (1969). Travail mécanique dans la marche et dans la course. *J. Physiol., Paris*, 61, suppl.1, 3-42.
- CAVAGNA, G.A., DUSMAN, B. et MARGARIA, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *J. Appl. Physiol.*, 24, 21-32.
- CLARKE, A.M. (1965). Relationship between the electromyogram and the force of the isometric reflex response of normal human subjects. *Nature*, 208, 551-552.
- CLOSE, J.R., NICKLE, E.D. et TODD, F.N. (1960). Motor-unit action potentials counts : their significance in isometric and isotonic contractions. *J. Bone Jt Surg.*, 42-A, 1207-1222.
- CLOSE, R. (1964). Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J. Physiol., London*, 173, 74-95.
- 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.
- DE JONG, R.H. et FREUND, F.G. (1967). Relation between electromyogram and isometric twitch tension in human muscle. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 48, 539-542.
- DELHEZ, L., DUMOULIN, J. et SNEPPE, R. (1964). Un modèle d'intégrateur électronique pour électromyographe à inscription directe. *Rev. Neurol., Paris*, 110, 340-342.

- DELHEZ, L., PETIT, J.M. et BOTTIN, R. (1965). Activité électrique intégrée du diaphragme, fonction du travail inspiratoire. *J. Physiol.*, Paris, 57, 598-599.
- DEMPSTER, W.T. 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.
- DERN, R.J., LEVENE, J.M. et BLAIR, H.A. (1947). Forces exerted at different velocities in human arm movements. *Amer. J. Physiol.*, 151, 415-437.
- DE SOUSA, O.M., DE MORAES, J.L. et DE MORAIS VIEIRA, F.L. (1961). Electromyographic study of the brachioradialis muscle. *Anat. Rec.*, 139, 125-131.
- DE VRIES, H.A. (1965). Muscle tonus in postural muscles. *Amer. J. phys. Med.*, 44, 275-291.
- DE VRIES, H.A. (1968a). "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *Amer. J. phys. Med.*, 47, 10-22.
- DE VRIES, H.A. (1968b). Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves. *Amer. J. phys. Med.*, 47, 125-135.
- EKSTEDT, J. (1964). Human single muscle fiber action potentials. *Acta Physiol. Scand.*, 61, suppl.226, 96 p.
- EVARTS, E.V. (1968). Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement. *J. Neurophysiol.*, 31, 14-27.
- FAVERGE, J.M. (1963). Méthodes statistiques en psychologie appliquée. T.1, 4e édit., P.U.F. édit., Paris, 162 p.
- FENN, W.O. (1938). The mechanics of muscular contraction in man. *J. Appl. Phys.*, 9, 165-177.

- FENN, W.O. et MARSH, B.S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *J. Physiol.*, London, 85, 277-297.
- FEUER, D. (1967). Intégrateur convertisseur (analogique-numérique). Application à l'évaluation de l'activité électrique cellulaire. *J. Physiol.*, Paris, 59, 319-321.
- FISCHER, A. et MERHAUTOVA, J. (1961). Electromyographic manifestations of individual stages of adapted sports technique. In *Health and Fitness in the Modern World*, Ch.13, THE ATHLETIC INSTITUTE édit., Chicago.
- GOTTLIEB, G.L. et AGARWAL, G.C. (1970). Filtering of electromyographic signals. *Amer. J. Phys. Med.*, 49, 142-146.
- 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. 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. et BOUISSET, S. (1970). Relation entre l'activité électromyographique intégrée et la force au cours du mouvement. *J. Physiol.*, Paris, 62, suppl.1, 160.
- GOUBEL, F., LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1968). Détermination dynamique de la compliance musculaire in situ. *J. Physiol.*, Paris, 60, suppl.1, 255.
- 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.
- HANSON, J. et HUXLEY, H.E. (1955). The structural basis of contraction in striated muscle. *Symp. Soc. Exp. Biol.*, 9, 228-264.

- HARDING, R.H. et SEN, R.N. (1969). A new simple method of quantifying the electromyogram to evaluate total muscular activity. *J. Physiol., London*, 204, 66P - 68P.
- 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.
- HILL, A.V. (1949). The abrupt transition from rest to activity in muscle. *Proc. Roy. Soc. B.*, 136, 399-420.
- HILL, A.V. (1953). The mechanics of active muscle. *Proc. Roy. Soc. B.*, 141, 104-117.
- HUXLEY, A.F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progr. Biophys.*, 7, 255-318.
- INMAN, V.T., SAUNDERS, J.B. de C.M. et ABBOTT, L.C. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *J. Bone Jt Surg.*, 26-A, 1-30.
- INMAN, V.T., RALSTON, H.J., SAUNDERS, J.B. de C.M., FEINSTEIN, B. et WRIGHT, E.W. Jr. (1952). Relation of human electromyogram to muscular tension. *E. E. G. clin. Neurophysiol.*, 4, 187-194.
- JEWELL, B.R. et WILKIE, D.R. (1958). An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle. *J. Physiol., London*, 143, 515-540.
- KIRSCHNER, H. et KOZLOWSKI, S. (1966). Evaluation of the dispersion of electric activity in muscles during work of various intensity. *Bull. Acad. Polon. Sci., Ser. Sci. Biol.*, 14, 75-79.
- KNOWLTON, G.C., HINES, T.F., KEEVER, K.W. et BENNETT, R.L. (1956). Relation between electromyographic voltage and load. *J. appl. Physiol.*, 9, 473-476.

- 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. (1970). Etude qualitative et quantitative de la coordination musculaire au cours du mouvement volontaire. Thèse de 3e Cycle, Fac. Sc., Lille, (sous presse).
- 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 GOUBEL, F. (1969). Contribution relative de deux agonistes à un travail avec et sans raccourcissement. J. Physiol., Paris, 61, suppl.2, 342-343.
- LESTIENNE, F. et BOUISSET, S. (1969). 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).
- LIBERSON, W.T., DONDEY, M. et ASA, M. (1962). Brief repeated isometric maximal exercises : an evaluation by integrative maximal electromyography. Amer. J. phys. Med., 41, 3-14.
- LIPPOLD, O.C.J. (1952). The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Physiol., London, 117, 492-499.
- LIPPOLD, O.C.J., REDFEARN, J.W.T. et VUČO, J. (1960). The electromyography of fatigue. Ergonomics, 3, 121-131.
- 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.

- MARGARIA, R. (1968). Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol.*, 25, 339-351.
- MATON, B., BOUISSET, S. et METRAL, S. (1969). Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours de la contraction statique volontaire. *Electromyography*, 9, 311-323.
- 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.
- MORECKI, A., EKIEL, J., FIDELUS, K. et NAZARCZUK, K. (1966). Teoretyczne i doświadczalne badania współdziałania układu mięśni kończyny górnej w warunkach statycznych i dynamicznych. *Archiwum Budowy Maszyn*, 13, 329-355.
- 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. et KUSHNAREV, V.M. (1963). Problems in the interpretation of the electromyogram. II. Mean repetition frequency of variations in potential in the interference electromyogram. *Biophysics (Biofizika)*, 8, 302-307, (traduction anglaise, Pergamon Press).
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1967). Détermination du moment d'inertie d'un segment corporel par une méthode de quick-release. *J. Physiol., Paris*, 59, 470-471.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1969). Relation entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse obtenues au cours d'un mouvement maximal. *J. Physiol., Paris*, 61, suppl. 2, 371-372.

- POLISSAR, M. (1952). Physical chemistry of contractile process in muscle. *Amer. J. Physiol.*, 168, 766-811.
- 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.
- RALSTON, H.J. (1961). Uses and limitations of electromyography in the quantitative study of skeletal muscle function. *Amer J. Orthod.*, 47, 521-530.
- RALSTON, H.J., INMAN, V.T., STRAIT, L.A. et SHAFFRATH, M.D. (1947). Mechanics of human isolated voluntary muscle. *Amer. J. Physiol.*, 151, 612-620.
- RAMSEY, R.W. et STREET, S.E. (1940). The isometric length-tension diagram of isolated skeletal muscle fibers of the frog. *J. cell. comp. Physiol.*, 15, 11-34.
- RITCHIE, J.M. (1954). The relationship between force and velocity of shortening in rat muscle. *J. Physiol., London*, 123, 633-639.
- ROSENFALCK, A. (1960). Evaluation of the electromyogram by mean voltage recording. In Medical electronics, Proc. 2nd Int. Conf. Med. Electron., Paris, 1959. ILIFFE & SONS LTD édit., London, 9-12.
- RUCH, T.C. et PATTON, H.D. (1965). Physiology and biophysics. 19e édit., W.B. SAUNDERS COMPANY édit., Philadelphia and London, 1 vol., 1242 p.
- SCHERRER, J. et BOURGUIGNON, A. (1959). Changes in the electromyogram produced by fatigue in man. *Amer. J. phys. Med.*, 38, 170-180.
- SCHERRER, J. et MONOD, H. (1960). Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme. *J. Physiol., Paris*, 52, 419-501.
- SCHERRER, J., SAMSON, M. et SOULA, C. (1954). Etude électromyographique de la fatigue musculaire normale. *J. Physiol., Paris*, 46, 517-520.

- SCHERRER, J., BOURGUIGNON, A., SAMSON, M. et MARTY, R. (1956). Electromyographie intégrée du travail musculaire et de la fatigue. 20e Congr. Int. Physiol., Bruxelles, 67, 802-803.
- SCHERRER, J., BOURGUIGNON, A. et MARTY, R. (1957). Evaluation électromyographique du travail statique. J. Physiol., Paris, 49, 376-378.
- SOLOMON, C., TEODORESCU, C. et BALTEANU, C. (1965). Variations du coefficient de pente de la relation linéaire entre l'électromyogramme global et la force de la contraction au cours de l'effort et de la fatigue du muscle. Rev. roum. Physiol., 2, 403-414.
- TARDIEU, G., TARDIEU, C., MONFRAIX, C., GAGNARD, L. et VELIN, J. (1963). Etude critique de l'électromyographie comme méthode d'évaluation des infirmités motrices cérébrales. Etude expérimentale de la relation entre la force musculaire et l'électromyographie intégrée. Rev. Neurol., Paris, 108, 87-96.
- TRAVILL, A.A. (1962). Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm. Anat. Rec., 144, 373-376.
- UNIVERSITE DE CALIFORNIE (1947). Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs, 2 vol.
- VESSEREAU, A. (1960). Méthodes statistiques en biologie et en agronomie. In BOEUF et VESSEREAU, Recherche et expérimentation en agriculture, 2e édit., J.B. BAILLIERE et FILS édit., Paris, 2, 539 p.
- VILJANEN, A.A. (1967). The relation between the electrical and mechanical activity of human intercostal muscles during voluntary inspiration. Acta Physiol. Scand., 71, suppl. 296, 61 p.
- VREDENBREGT, J. et KOSTER, W.G. (1966). Some aspects of muscle mechanics in vivo. I.P.O. Annual Progress Report, 1, 94-100.

- WACHHOLDER, K. et ALTENBURGER, H. (1926). Beiträge zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. VIII. Mitteilung. Über die Beziehungen verschiedener synergisch arbeitender Muskelteile und Muskeln bei willkürlichen Bewegungen. Pflügers Arch. ges. Physiol., 214, 666-675.
- WELLS, J.B. (1965). Comparison of mechanical properties between slow and fast mammalian muscles. J. Physiol., London, 178, 252-269.
- WILKIE, D.R. (1950). The relation between force and velocity in human muscle. J. Physiol., London, 110, 249-280.
- WILKIE, D.R. (1956). The mechanical properties of muscle. Brit. med. Bull., 12, 177-182.
- ZUNIGA, E.N. et SIMONS, D.G. (1969). Non linear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects. Arch. phys. Med., 50, 613-620.

