

50376
1974
53

50376
1974
53

THESE

présentée à

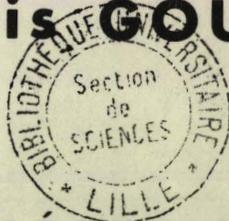
L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR ES SCIENCES NATURELLES

par

Francis GOUBEL



LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DU MUSCLE AU COURS DU MOUVEMENT SOUS-MAXIMAL

Soutenue le 5 mars 1974, devant la COMMISSION D'EXAMEN

Membres du Jury : MM. S. BOUISSET Président

X. AUBERT

P. H. BENOIT

S. METRAL

E. PERTUZON

Examineurs



SOMMAIRE

| | |
|--|----|
| <u>INTRODUCTION GENERALE</u> | 1 |
| A - MODELE DE MUSCLE | 4 |
| B - CHOIX DU MOUVEMENT | 10 |
| C - PLAN DE L'ETUDE | 12 |
| | |
| <u>CHAPITRE I - DU MOUVEMENT AU MUSCLE</u> | 13 |
| A - INTRODUCTION | 14 |
| B - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT | 18 |
| C - DETECTION DES VARIABLES MECANIQUES | 20 |
| D - DETERMINATION DES VARIABLES MECANIQUES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT | 25 |
| E - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT | 34 |
| | |
| <u>CHAPITRE II - APPRECIATION DU NIVEAU D'EXCITATION DU MUSCLE</u> | 37 |
| A - INTRODUCTION | 37 |
| B - TECHNIQUE ET PROTOCOLE | 49 |
| C - RESULTATS | 57 |
| D - DISCUSSION | 69 |
| | |
| <u>CHAPITRE III - LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE</u> | 82 |
| A - INTRODUCTION | 82 |
| B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES | 90 |

| | |
|--|-----|
| C - RESULTATS | 97 |
| D - DISCUSSION | 107 |
| | |
| <u>CHAPITRE IV - LA COMPOSANTE CONTRACTILE</u> | 120 |
| A - INTRODUCTION | 120 |
| B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES | 132 |
| C - RESULTATS | 141 |
| D - DISCUSSION | 149 |
| | |
| <u>CHAPITRE V - DISCUSSION GENERALE</u> | 165 |
| A - COMPATIBILITE DES RELATIONS CARACTE- RISTIQUES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT | 166 |
| B - INTERPRETATION DES PROPRIETES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT EN TERMES DE MUSCLE VRAI | 175 |
| | |
| <u>RESUME ET CONCLUSIONS</u> | 188 |
| | |
| <u>BIBLIOGRAPHIE</u> | 192 |
| | |
| <u>ANNEXES</u> | |

Chaque chapitre est précédé d'un plan détaillé.

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

| | |
|--|----|
| A - <u>MODELE DE MUSCLE</u> | 4 |
| I - HISTORIQUE | 4 |
| 1 - De la théorie visco-élastique au modèle à deux composantes | 4 |
| 2 - Du modèle à deux composantes à la théorie des filaments glissants | 5 |
| II - CHOIX D'UN MODELE | 8 |
| B - <u>CHOIX DU MOUVEMENT</u> | 10 |
| C - <u>PLAN DE L'ETUDE</u> | 12 |

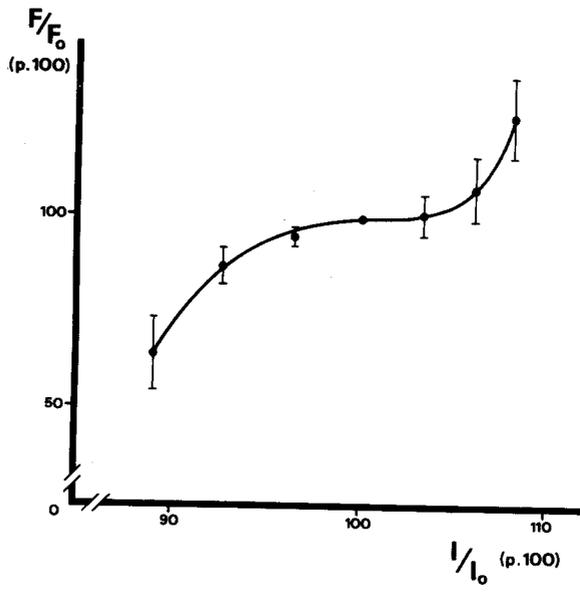
C'est assurément avec le perfectionnement des techniques d'inscription graphique dans le courant du XIXème siècle que l'étude analytique des mouvements de l'homme et des animaux prit un développement important, notamment à la suite des travaux de MAREY (1873). Cependant, les résultats obtenus ne permettaient de calculer les forces mises en jeu qu'à partir de la connaissance des déplacements et en appliquant des relations trigonométriques (BRAUNE et FISCHER, 1889). Dans un premier temps, le caractère assez fastidieux d'un tel traitement des données expérimentales limita les développements de la biomécanique dont les apports furent pourtant essentiels dans la description de certains mouvements fondamentaux comme celui de la locomotion (v. GRAY, 1968).

Parallèlement, les études sur le muscle isolé - généralement celui d'amphibien - se développaient pour trouver leur maturité avec les travaux de HILL et de son école portant sur les phénomènes mécaniques et thermodynamiques de la contraction musculaire. C'est ainsi que FENN et MARSH (1935), puis HILL (1938) décrivaient une relation "caractéristique" force-vitesse en étudiant la variation de vitesse de raccourcissement du muscle téτανisé de grenouille en fonction de la charge soulevée par ce muscle. Une seconde relation caractéristique, force-longueur, décrite à l'origine sur la fibre isolée (RAMSEY et STREET, 1940) était établie sur le muscle téτανisé de grenouille

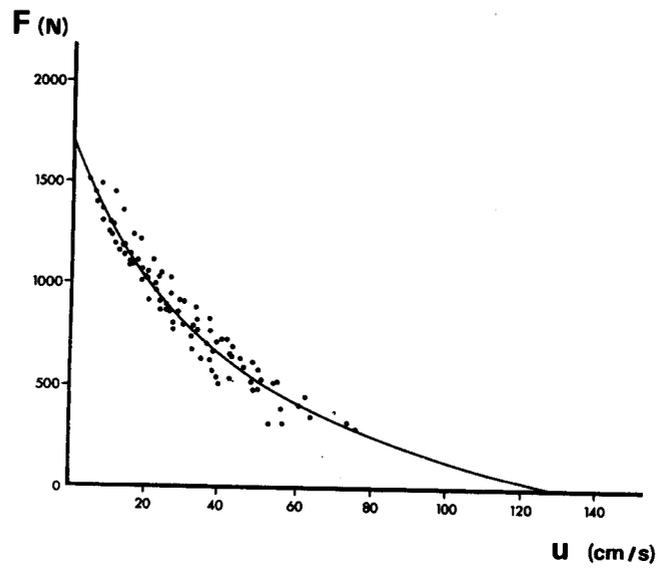
(AUBERT et coll., 1951) en mesurant la force isométrique développée à chaque longueur.

Compte-tenu des orientations totalement différentes de ces deux directions de recherches, une question méritait d'être posée : les relations caractéristiques mises en évidence sur le muscle isolé dans des conditions expérimentales bien particulières sont-elles compatibles avec les données fournies par l'étude biomécanique du mouvement ? Une telle tentative - amorcée dès 1931 par FENN et coll. et développée notamment par WILKIE (1950) - ne pouvait qu'être facilitée par les développements technologiques récents, en particulier la possibilité de disposer de capteurs suffisamment sensibles et de calculateurs. Cette recherche - en définitive celle du comportement mécanique du muscle dans la fonction motrice - a d'abord été envisagée dans le cadre du mouvement maximal. C'est ainsi que PERTUZON (1972) a établi des relations force-longueur et force-vitesse d'allure caractéristique en étudiant le mouvement maximal de flexion du coude (v. fig.1), la stimulation naturelle des muscles pouvant dans ces conditions être considérée comme d'un niveau constant. Le problème du mouvement sous-maximal à niveau d'excitation constamment variable restait posé et c'est l'objet du présent travail.

La recherche est effectuée sur l'homme qui s'avère être la préparation la mieux adaptée aux problèmes à résoudre compte-tenu de la nécessité d'obtenir la reproduction d'un mouvement bien standardisé.



Relation force-longueur isométrique



Relation force-vitesse instantanée

- Fig.1 -

Relations force-longueur et force-vitesse du muscle humain
(d'après PERTUZON, 1972)



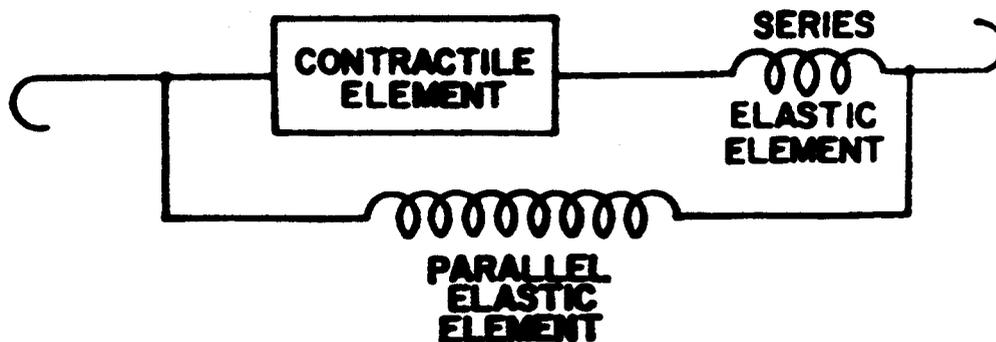
Afin de conduire cette étude de façon satisfaisante, il nous a paru nécessaire de choisir un schéma directeur, plus précisément un modèle de muscle. C'est ce modèle que nous décrirons tout d'abord. Puis, nous indiquerons les raisons qui ont guidé le choix d'un mouvement bien déterminé, à savoir la flexion du coude. Enfin, nous énumèrerons les différentes étapes que nous serons amenés à aborder au cours de cette étude.

A - MODELE DE MUSCLE

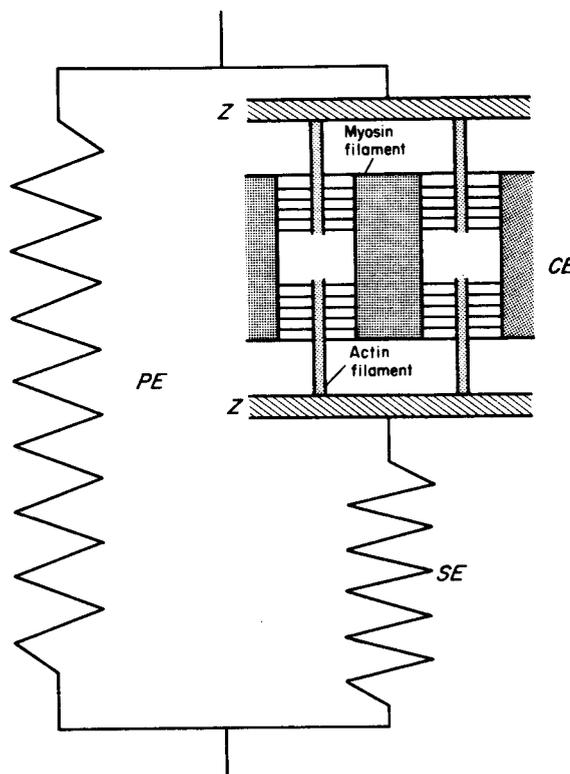
I - HISTORIQUE

1 - De la théorie visco-élastique au modèle à deux composantes

La première tentative de modélisation du muscle présentant un certain intérêt est sans conteste celle de LEVIN et WYMAN (1927). Pour ces auteurs, le muscle est assimilable à un modèle formé d'une composante élastique pure en série avec une composante élastique amortie, l'amortissement expliquant l'influence de la vitesse sur la force développée. A la suite des travaux de FENN et MARSH (1935), il apparaît qu'un phénomène visqueux ne peut à lui seul expliquer la chute de force consécutive à un raccourcissement effectué à une certaine vitesse. En étudiant les phénomènes thermiques de la contraction, HILL (1938) montre que lors d'un raccourcissement, c'est la vitesse limitée à laquelle s'effectue la mobilisation d'énergie nécessaire à ce raccourcissement qui est responsable de la chute de la force suivant l'équation "caractéristique" force-vitesse. L'auteur propose alors un modèle de muscle à deux composantes : une composante élastique non amortie en série avec une composante contractile régie par l'équation caractéristique. Pour expliquer les propriétés mécaniques du muscle étiré passivement, il faut ajouter à ce modèle une composante élastique "parallèle" (v. fig. 2). Si l'on exprime l'élasticité de cette composante en termes de compliance (rapport de la variation de longueur sur la



Modèle à trois composantes (d'après BÄHLER, 1968)



Modèle à trois composantes, complété en fonction de la théorie des filaments glissants (d'après WONG, 1971)

CE : composante contractile ; SE : composante élastique-série ; PE : composante élastique-parallèle.

- Fig. 2 -



variation de force), il apparaît que la composante élastique parallèle présente une compliance nettement plus élevée que la composante élastique-série. Par conséquent, lorsque le muscle se contracte à partir d'une longueur voisine ou inférieure à sa longueur de repos, la composante élastique parallèle peut être négligée (AUBERT, 1956).

2 - Du modèle à deux composantes à la théorie des filaments glissants

Le modèle à deux composantes ayant l'avantage de rendre compte de nombreux résultats expérimentaux, certains auteurs ont repris le schéma de HILL et l'ont complété au niveau de la composante contractile.

C'est ainsi que BAhLER (1968) a proposé un modèle de muscle de mammifère (le gracilis anticus de rat) où l'élément contractile est composé d'un générateur de force "shunté" par une "charge interne" qui dissipe une fraction de la force en fonction de la vitesse de raccourcissement. Ainsi, ce modèle tient compte de l'influence de la durée de la stimulation sur la réponse du générateur de force. Comme l'a noté SANDOW (1970), un tel modèle permet d'apprécier à chaque instant l'intensité de l'état actif, définie par WILKIE (1956) comme la force isométrique que la composante contractile pourrait développer (ou supporter sans allongement) à cet instant si elle ne devait pas étirer la composante élastique-série.

Pour TAYLOR (1969), l'intensité de l'état actif est proportionnelle à la concentration d'un complexe calcium-protéine contractile (Ca-M : calcium-contractile Machinery).

A chaque instant, l'intensité de l'état actif est fonction de la quantité de calcium libéré, diminuée de celle "pompée" par le réticulum. En utilisant cette théorie, les données de SANDOW et coll. (1965) sur le couplage excitation-contraction et le système à deux composantes, l'auteur propose un modèle de muscle assez complexe qui présente l'avantage de rendre compte des phénomènes transitoires de la contraction à partir d'équations établies à un niveau moléculaire.

Par ailleurs, sur les bases du schéma de HILL, PERTUZON (1972) a proposé un modèle du mouvement de flexion de l'avant-bras humain où le niveau d'activation du muscle est présenté sous forme d'échelons et de rampes.

Parallèlement, de nombreux modèles originaux ont été élaborés notamment à partir de données thermodynamiques (CAPLAN, 1966) ou par l'application au muscle des propriétés visco-élastiques des polymères (APTER et GRAESSLEY, 1970).

Une autre série de modèles s'est développée à partir d'études sur la structure microscopique du muscle (HUXLEY et NIEDERGERKE, 1954 ; HUXLEY et HANSON, 1954) et de la théorie des filaments glissants qui leur a fait suite (HUXLEY, 1957, 1969). La modélisation s'effectue d'abord au niveau du sarcomère en établissant les équations régissant les interactions actine-myosine, le comportement de l'ensemble du muscle étant évalué ensuite par intégration des équations unitaires. Les modèles diffèrent selon que ces équations sont établies sur des bases thermodynamiques (T. L. HILL, 1968, 1970), visco-élastiques (PELL et STANFIELD, 1972) ou à partir d'une

formulation simplifiée de la théorie de HUXLEY (DIJKSTRA et coll., 1973).

Comme dans le cas du modèle à deux composantes, on peut ici aussi introduire un mécanisme d'activation pour rendre compte des phénomènes transitoires. C'est ainsi que, dans des perspectives comparables à celles de TAYLOR (1969), JULIAN (1969) a repris les équations de HUXLEY en y introduisant un facteur d'activation. Ce facteur varie de 0 à 1 et exprime la durée et l'importance de la liaison du calcium avec les myofibrilles.

Enfin, d'autres auteurs ont proposé des modèles basés à la fois sur le schéma de HILL et la théorie de HUXLEY. C'est ainsi que AKAZAWA et coll. (1969), FUNG (1970) et WONG (1971, 1972) ont décrit des modèles à trois composantes analogues à celui de HILL mais où la modélisation de la composante contractile tient compte des interactions actine-myosine.

II - CHOIX D'UN MODELE

Dans le cadre de la présente étude, le problème est de choisir un modèle de muscle suffisamment global pour pouvoir s'adapter à des résultats obtenus sur le muscle in situ. C'est pourquoi nous avons opté pour le modèle à deux composantes de HILL (1938) qui a l'avantage d'être simple et, comme l'a rappelé WONG (1971), "is a popular analog tool to study muscle mechanics".

Puisque le choix d'un modèle répond ici essentiellement à la nécessité de disposer d'un schéma directeur pour l'étude envisagée, on peut ne considérer qu'une définition "opérationnelle" (PRINGLE, 1960) des deux composantes. Pour cela, on peut se référer à une expérience de quick-release : si l'on réduit brusquement la charge imposée à un muscle tétanisé dans des conditions isométriques, il apparaît initialement un raccourcissement instantané de l'ensemble du muscle. Ceci ne peut s'expliquer que par la présence d'un élément élastique peu amorti qui, préalablement étiré par le mécanisme contractile, a pu se détendre instantanément lors de la réduction de la charge. Opérationnellement, la composante élastique-série peut donc se définir comme une composante élastique non amortie et par conséquent, comme l'a noté PRINGLE (1960) la composante contractile doit être considérée comme la composante qui ne se raccourcit pas pendant le phase initiale d'un quick-release.

Nous nous proposons donc de traiter nos résultats expérimentaux en subdivisant le muscle en composante contractile et composante élastique-série et en nous limitant aux définitions opérationnelles de ces deux composantes. Ainsi, le choix d'un tel modèle n'implique ni que les deux composantes soient séparées anatomiquement, ni que la composante élastique-série ait un coefficient d'élasticité constant et soit entièrement passive, ni que la composante contractile soit régie par l'équation caractéristique force-vitesse.

B - CHOIX DU MOUVEMENT

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 isolés de flexion de l'avant-bras sur le bras. 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 d'équilibre de l'articulation dans le but de minimiser l'influence des variations de longueur des muscles.

C - PLAN DE LA PRESENTE ETUDE

Si l'étude des propriétés mécaniques du muscle isolé peut s'effectuer dans des conditions expérimentales très variées et strictement définies, il n'en est pas de même pour le muscle in situ - et particulièrement chez l'homme - où les techniques d'investigation sont très limitées.

Le premier problème posé par une étude du muscle in situ est celui de l'expression en termes de muscle de résultats obtenus à partir d'un mouvement. On est ainsi amené à réduire le groupe musculaire impliqué dans le mouvement à un "muscle équivalent" (Chapitre I).

La contraction étant sous-maximale, il est nécessaire de choisir un indice du niveau d'excitation du muscle afin de pouvoir envisager ensuite l'étude des propriétés mécaniques de la composante contractile pour différents degrés d'activation. La valeur de l'indice retenu, l'électromyogramme de surface, sera testé en étudiant la consistance de ses relations avec les variables mécaniques de la contraction (Chapitre II).

Nous pourrons alors aborder l'étude proprement dite des propriétés mécaniques du muscle in situ en considérant successivement les propriétés de la composante élastique-série (Chapitre III) et celles de la composante contractile (Chapitre IV). Enfin, les résultats seront interprétés en fonction du fait que plusieurs muscles contribuent au mouvement (Chapitre V).

CHAPITRE I

DU MOUVEMENT AU MUSCLE

- CHAPITRE I -

DU MOUVEMENT AU MUSCLE

| | |
|--|----|
| A - <u>INTRODUCTION</u> | 14 |
| I - NOTION DE FLECHISSEUR EQUIVALENT | 14 |
| II - HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES | 16 |
| 1 - Hypothèses d'ordre mécanique | 16 |
| 2 - Hypothèses d'ordre physiologique | 16 |
| B - <u>DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT</u> | 18 |
| C - <u>DETECTION DES VARIABLES MECANIQUES</u> | 20 |
| I - DEPLACEMENT ANGULAIRE | 20 |
| II - VITESSE ANGULAIRE | 22 |
| III - ACCELERATIONS TANGENTIELLE ET RADIALE | 23 |

| | |
|--|----|
| D - <u>DETERMINATION DES VARIABLES MECANQUES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT</u> | 25 |
| I - EXPRESSIONS MATHEMATiques DES VARIABLES MUSCULAIRES | 25 |
| 1 - Longueur du fléchisseur équivalent | 25 |
| 2 - Vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent | 25 |
| 3 - Force développée par le fléchisseur équivalent | 26 |
| II - CALCUL DES VALEURS INSTANTANÉES DES VARIABLES MUSCULAIRES | 28 |
| 1 - Détermination des constantes I, a et b | 28 |
| 2 - Calcul de l, u et F | 29 |
| a - calcul de l | 30 |
| b - calcul de u | 31 |
| c - calcul de F | 32 |
| d - mode opératoire | 32 |
| E - <u>TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT</u> | 34 |
| I - ENREGISTREMENT GRAPHIQUE | 34 |
| II - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE | 36 |

L'étude des propriétés mécaniques du muscle humain in situ amène à poser en premier lieu le problème de l'expression en termes de Muscle de résultats obtenus à partir de l'étude d'un mouvement.

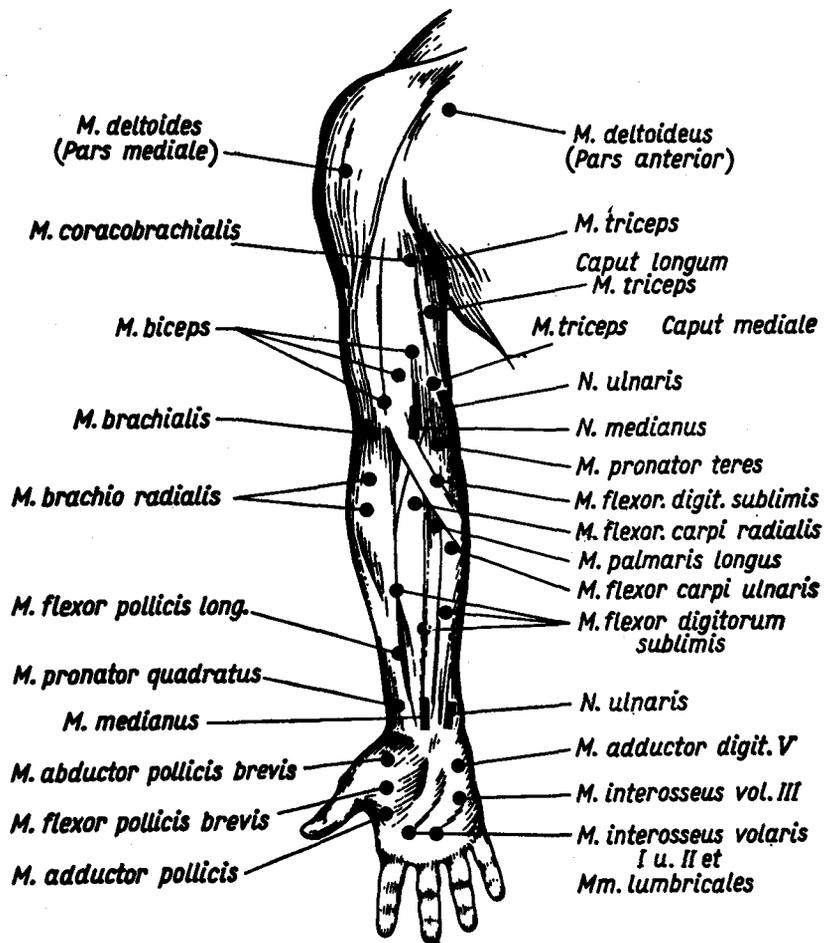
Après avoir exposé comment on réduit habituellement un groupe musculaire à un "muscle équivalent", nous envisagerons la description des techniques nécessaires à l'étude des propriétés mécaniques de ce muscle fictif.

A - INTRODUCTION

I - NOTION DE FLECHISSEUR EQUIVALENT

Au cours d'un acte moteur naturel, on ne peut mesurer in situ que les variables mécaniques au niveau du segment déplacé (l'avant-bras dans les présentes conditions expérimentales). Or, même si l'on néglige l'intervention des muscles antagonistes, le mouvement de flexion du coude résulte de l'action conjuguée de cinq fléchisseurs : biceps brachii, brachialis, brachioradialis et, à moindre degré, pronator teres et extensor carpi longus (v. fig.3). La force externe mesurée est la résultante des forces individuelles, compte-tenu de la géométrie musculo-squelettique. D'un point de vue purement mécanique, il n'est pas possible d'évaluer la participation relative de chacun des muscles à partir de la mesure de la force résultante : le système est hyperstatique. On doit donc se résoudre à réduire le groupe des fléchisseurs à l'un d'entre eux dont l'action sera considérée comme représentative de l'ensemble, sur la base de données anatomiques et physiologiques. Il s'agit là d'une démarche adoptée, souvent implicitement, par de nombreux auteurs et, dans le cas de la flexion du coude, c'est le biceps brachii qui est généralement choisi.

Le groupe musculaire des fléchisseurs du coude est donc représenté par un muscle fictif ayant les dimensions du biceps brachii, c'est le "Fléchisseur Equivalent" (BOUISSET, 1973).



- Fig. 3 -



Disposition anatomique des muscles du bras et de l'avant-bras

(d'après MORECKI et coll., 1971)

A partir des variables mécaniques du mouvement, on peut alors calculer selon la direction de ce muscle, force, longueur et vitesse qui résultent de la contraction de l'ensemble du groupe.

Cette notion de muscle équivalent repose sur un certain nombre d'hypothèses, analysées en détail par ailleurs (BOUISSET, 1973). Dans le paragraphe qui suit, nous ne ferons que les rappeler succinctement, le problème étant réenvisagé au chapitre V.

II - HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES

1 - Hypothèses d'ordre mécanique

. Les segments de membres sont rigides : le segment mis en mouvement est donc assimilable à une tige rigide ;

. Les surfaces articulaires sont des surfaces de révolution : l'axe de rotation du coude peut être considéré comme fixe ;

. Les forces de frottement au niveau de l'articulation sont négligeables : le système mécanique est conservatif ;

. Les insertions du biceps sont ponctuelles : des relations trigonométriques simples peuvent être appliquées au triangle formé par le biceps, l'avant-bras et le bras.

2 - Hypothèses d'ordre physiologique

. La participation des extenseurs est nulle ou négligeable vis à vis de la force développée par les agonistes ;

. Le niveau d'excitation du muscle équivalent peut être considéré comme représentatif de ceux des autres muscles.

Le groupe des fléchisseurs du coude étant réduit à un "muscle équivalent", il faut, pour étudier les propriétés mécaniques de ce muscle, évaluer sa force, sa longueur et sa vitesse de raccourcissement. Dans le cadre de la présente étude,

ces variables ne sont appréciables qu'à partir des mesures effectuées sur le dispositif mécanique auquel est assujetti le segment mobile.

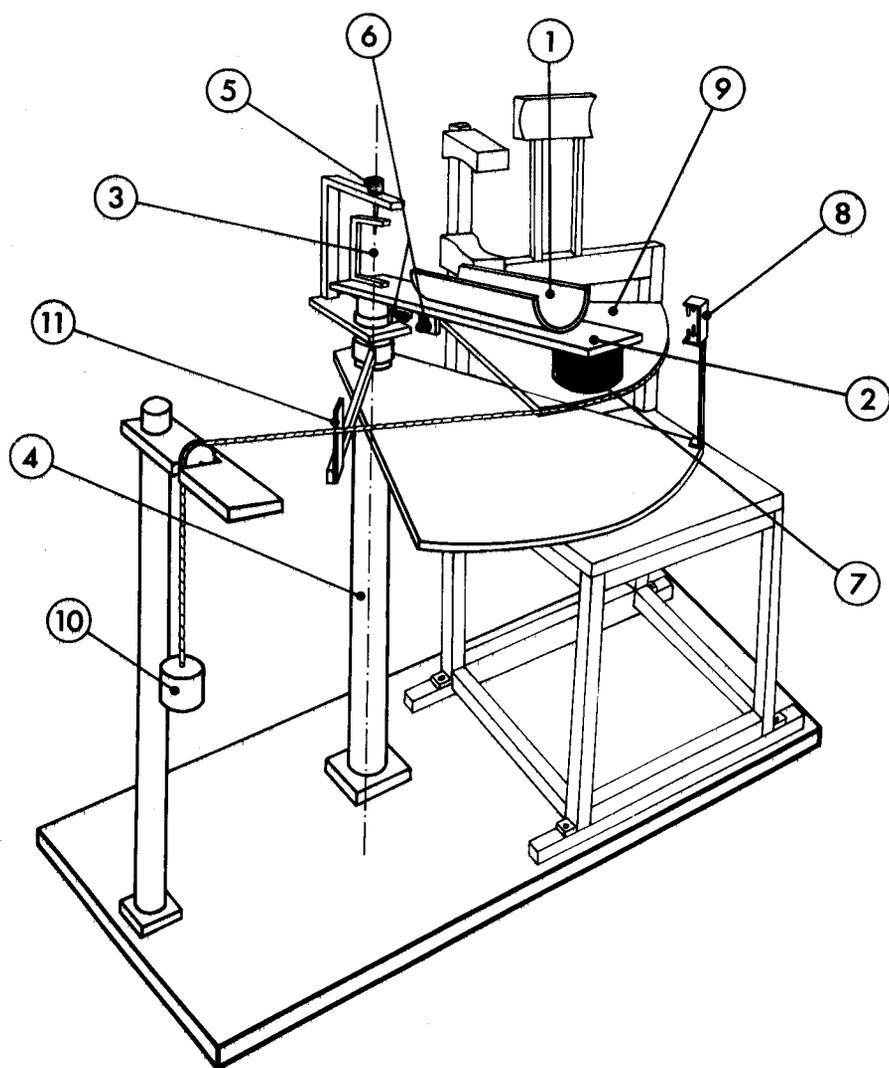
C'est pourquoi, nous poursuivons ce chapitre par la description du dispositif de reproduction du mouvement de rotation du coude. Puis, nous exposerons la technique de détection des variables mécaniques angulaires et nous envisagerons la transformation de ces données en variables mécaniques musculaires. Enfin, nous décrirons les différentes techniques utilisées pour l'enregistrement et le traitement de ces variables.

B - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT

Il s'agit d'un dispositif mis au point à l'origine par CNOCKAERT (1968). Au fil des expérimentations, certaines modifications de détail y ont été apportées dans le but d'améliorer le positionnement des sujets et de parfaire la rigidité du système mécanique.

Le sujet est assis et doit effectuer des mouvements de flexion du coude. L'avant-bras est fixé par des lanières de cuir dans une attelle en matière plastique, solidaire d'une plaque métallique. 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.4). Les frottements sont négligeables. L'inertie de l'ensemble mobile est faible. Son moment par rapport à l'axe de rotation est de 0.070 kg.m^2 .

L'attelle, moulée à la forme de l'avant-bras, peut être déplacée jusqu'à coïncidence de l'axe de rotation du système mécanique avec celui du coude. Le siège, réglable en hauteur et latéralement permet de positionner le sujet par rapport à l'équipage mobile de telle façon que bras, avant-bras et épaule soient dans un même plan. Après s'être assuré qu'il n'en résulte aucune gêne musculaire, le siège est ensuite fixé sur l'embase du tube supportant le système mobile. Trois vérins permettent de faire varier l'inclinaison de l'embase de telle manière que bras et avant-bras soient dans un plan horizontal.



- Fig.4 -

Schéma du dispositif de reproduction du mouvement

- | | |
|-----------------------|-------------------------|
| (1) Attelle | (7) Masse additionnelle |
| (2) Plaque métallique | (8) Repère visuel |
| (3) Axe de rotation | (9) Secteur circulaire |
| (4) Tube support | (10) Charge |
| (5) Potentiomètre | (11) Butée |
| (6) Accéléromètres | |



Afin d'obtenir une bonne reproductibilité de la posture du sujet, et une fixation très stable de l'épaule, le tronc et l'épaule gauche sont sanglés sur le dossier du siège. L'épaule droite est maintenue contre un support par une butée réglable appuyant sur sa partie supérieure.

Les mouvements peuvent être effectués à inertie constante, avec ou sans charge. Dans le cas des mouvements effectués "contre inertie" - c'est-à-dire sans charge - des masses additionnelles 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 0.140, 0.210, 0.280, 0.350 ou 0.420 kg.m² pour, respectivement, des masses additionnelles de 1, 2, 3, 4 et 5 kg. Etant donné les valeurs peu élevées de ces inerties, les mouvements peuvent être effectués à des vitesses relativement élevées (jusque 8 rad/s) sans que pour autant la contraction soit maximale. Dans le cas des mouvements effectués "contre résistance" - c'est-à-dire avec charge - un secteur circulaire de grand rayon (43,5 cm) est adapté à la plaque métallique du système mécanique. Ce secteur est creusé d'une gorge qui reçoit, par l'intermédiaire d'une poulie de rappel, le câble qui est relié à la charge à soulever (v. fig.4). La poulie permet ainsi de déplacer verticalement la charge en effectuant un mouvement de l'avant-bras dans un plan horizontal. Avant tout mouvement, une butée placée au niveau du secteur circulaire permet de maintenir la charge suspendue sans qu'un effort de la part du sujet soit nécessaire.

C - DETECTION DES VARIABLES MECANQUES

Au cours du mouvement, on détecte les variations du déplacement, de la vitesse et des accélérations tangentielle et radiale. Ces variables, mesurées au niveau du dispositif mécanique, sont considérées comme étant celles du segment déplacé. Il convient donc bien d'assujettir efficacement l'avant-bras et le dispositif de reproduction du mouvement.

I - DEPLACEMENT ANGULAIRE

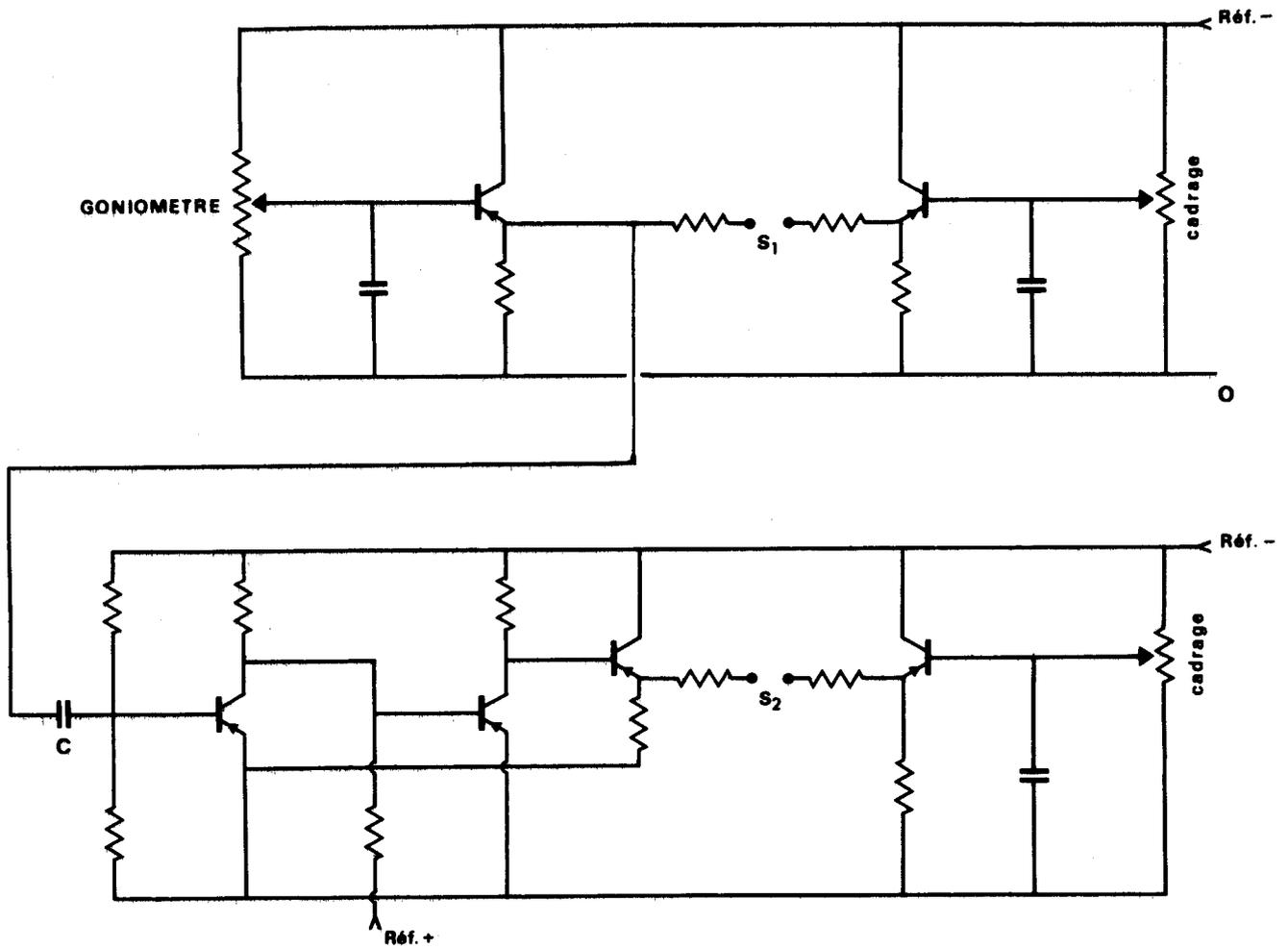
Le déplacement angulaire est obtenu par un potentiomètre dont la résistance varie proportionnellement à l'angle de rotation de son axe. Le curseur du potentiomètre est assujetti à l'axe de rotation du système mécanique. La variation de résistance due à la variation de position du curseur se traduit sous 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) dont la piste est faite de matière plastique résistante. Ce capteur, dont la résistance nominale est de 1 k Ω est alimenté par une tension stabilisée à 4,28 volts. La tension de mesure est recueillie entre le curseur et l'une des bornes de la piste. L'erreur sur la linéarité de la réponse reste, en tout point, inférieure 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 et le couple de rotation est de $2 \cdot 10^{-3}$ mN.

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 (75° de l'extension complète, le plus souvent). 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.5). Les valeurs angulaires ainsi mesurées seront désignées par le symbole Θ . On réservera le symbole α à la mesure des angles par rapport à la position d'extension complète de l'avant-bras. Si la position de référence se situe à 75° de l'extension complète, on a la relation $\alpha = 75^\circ + \Theta$ qui peut s'écrire plus généralement : $\alpha = \alpha_0 + \Theta$, α_0 étant la position de référence exprimée par rapport à l'extension complète.



- Fig.5 -

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

- C : condensateur de la cellule de différenciation
- S₁ : sortie du signal de déplacement
- S₂ : sortie du signal de vitesse.



II - 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 de sortie et de l'enregistrer fidèlement même lors de mouvements rapides (v. fig. 5). Les valeurs de vitesse ainsi mesurées seront désignées par le symbole Θ' .

III - ACCELERATIONS TANGENTIELLE ET RADIALE

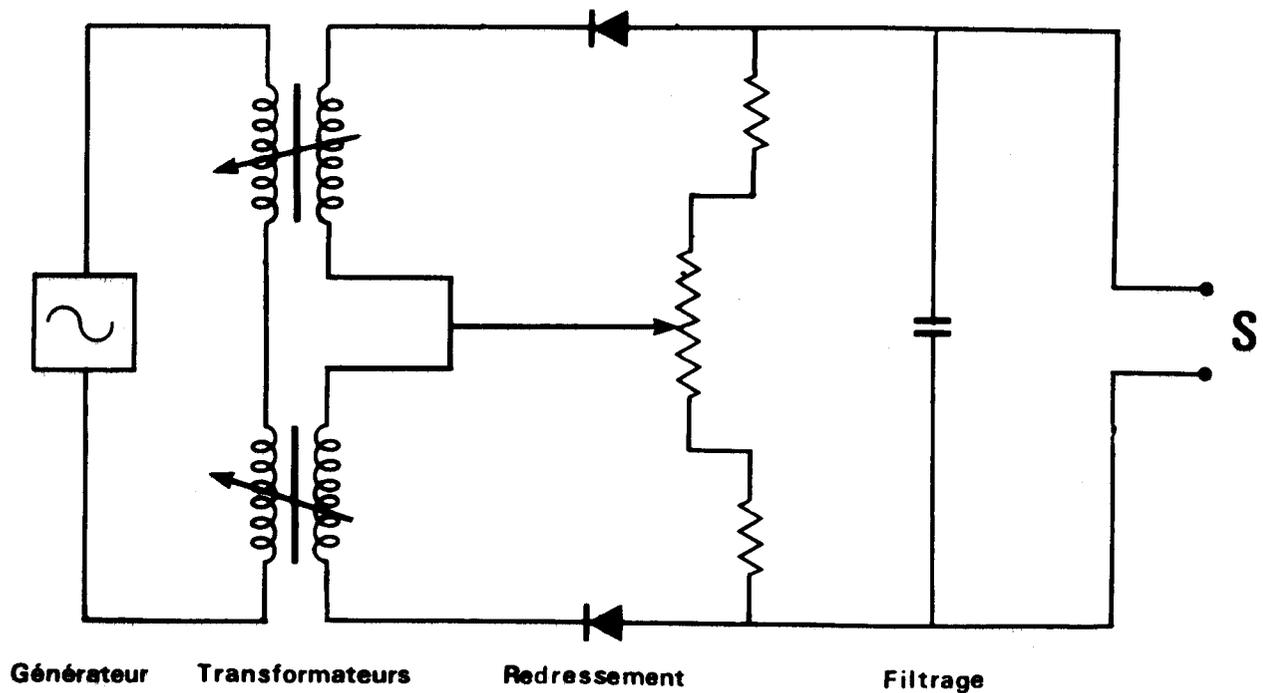
Théoriquement, il serait possible d'obtenir l'accélération angulaire par différentiation du signal vitesse. En fait, il s'avère que le signal vitesse provenant lui-même d'un circuit différentiateur, il n'est pas possible de répéter l'opération une seconde fois sans diminuer considérablement le rapport signal/bruit. Dans ces conditions, nous avons préféré abandonner ce procédé et recourir à l'emploi de capteurs accélérométriques ACB.

Ces capteurs accélérométriques 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 traduits en grandeur électrique en étant transmis à un noyau magnétique qui se déplace dans un entrefer commun à deux transformateurs fixes et symétriques. L'ensemble est plongé dans un bain d'huile afin de réduire les phénomènes de résonance mécanique du capteur. Les primaires des transformateurs sont alimentés par un générateur fournissant un courant sinusoïdal à la fréquence nominale de 1000 Hz sous une tension régulée de 22 volts. Les tensions alternatives induites dans les secondaires sont redressées dans

un démodulateur, mises en opposition et filtrées (v. fig.6). Un potentiomètre permet un ajustage fin du zéro quand l'accélération est nulle. A la sortie du démodulateur, le signal se présente sous forme d'une tension continue proportionnelle à l'accélération. Cette tension est enfin amplifiée et dirigée vers un récepteur dont la résistance est de $1\text{ k}\Omega$. 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.

L'échelle de mesure des capteurs accélérométriques utilisés ici est de $\pm 1\text{ g}$. Afin de détecter des forces électromotrices d'induction de valeur convenable, les capteurs sont fixés à une distance de 16 cm de l'axe de rotation du système mécanique. L'axe de mesure de l'accéléromètre définissant 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.7). Les valeurs d'accélération ainsi mesurées seront désignées par les symboles Θ'' pour l'accélération tangentielle et Θ'^2 pour l'accélération radiale.

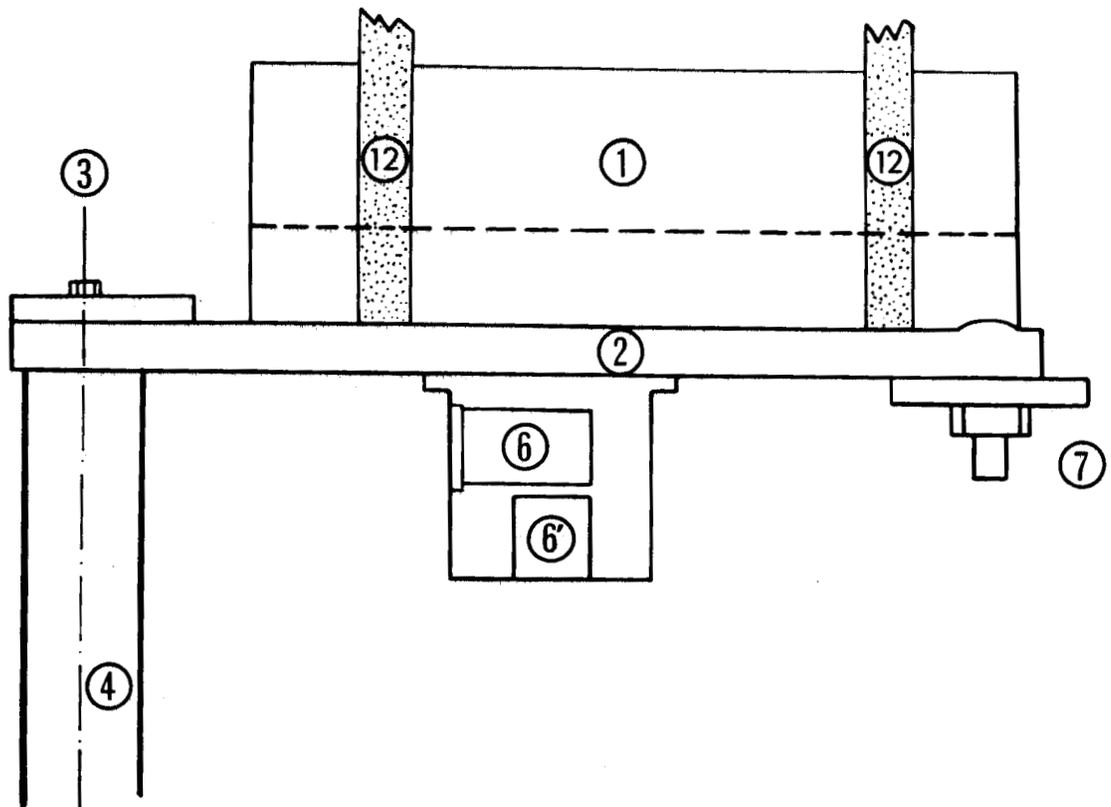


- Fig.6 -

Schéma du dispositif de mesure de l'accélération.

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





- Fig.7 -

Schéma du système mécanique (vue de profil)

- | | |
|-----------------------|-------------------------------|
| (1) Attelle | (6) Accéléromètre radial |
| (2) Plaque métallique | (6') Accéléromètre tangential |
| (3) Axe de rotation | (7) Masse additionnelle |
| (4) Tube support | (12) Lanières de fixation |



D - DETERMINATION DES VARIABLES MECANIQUES
DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

A partir des variables mécaniques du mouvement, on se propose de déterminer les variables mécaniques du fléchisseur équivalent qui a les dimensions du biceps.

I - EXPRESSIONS MATHÉMATIQUES DES VARIABLES
MUSCULAIRES

1 - Longueur du fléchisseur équivalent

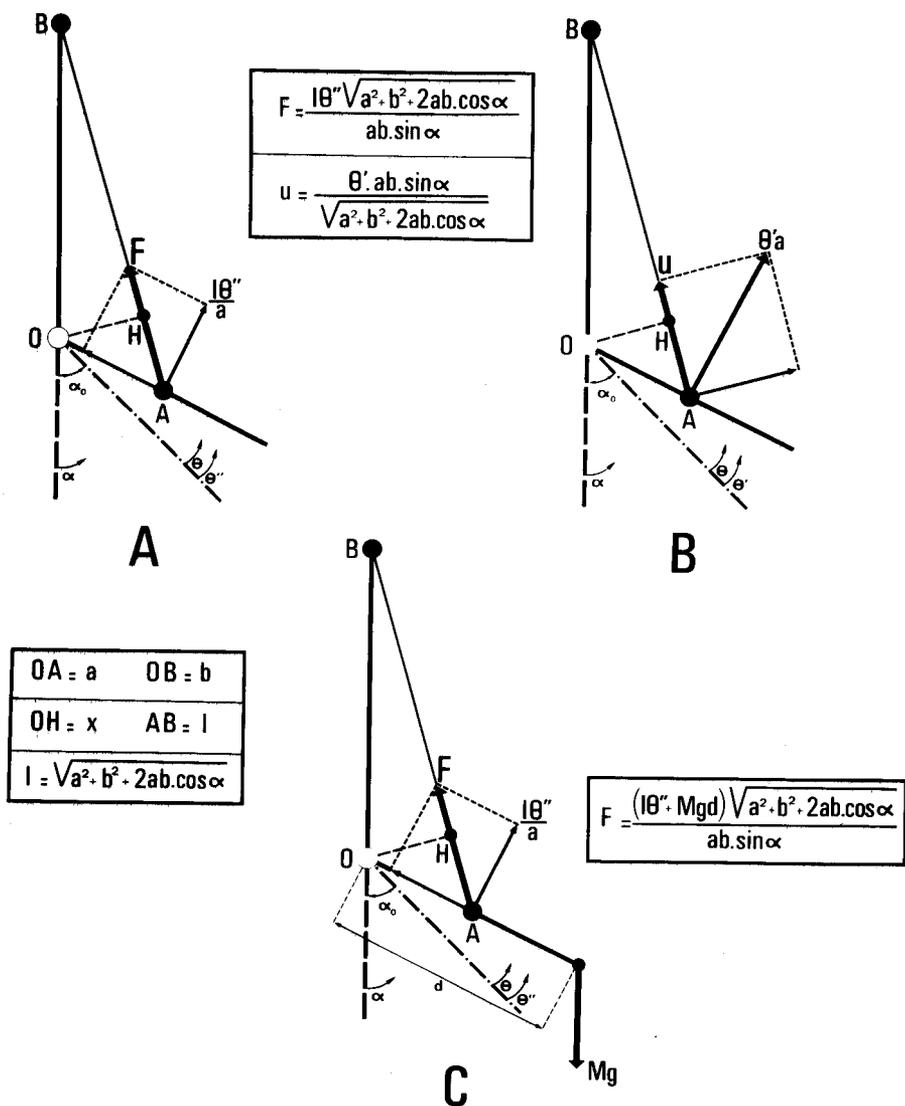
Si l'on considère la figure géométrique formée par le bras, l'avant-bras et le biceps, on remarque qu'elle constitue un triangle parfaitement défini ayant deux côtés fixes - les distances de l'axe de rotation aux points d'insertion sur le bras ($OB = b$) et l'avant-bras ($OA = a$) - et un côté variable facilement calculable pour toute valeur de l'angle α précédemment défini (v. page 21).

La figure 8 montre que la longueur du biceps peut s'exprimer par la formule :

$$l = AB = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos\alpha}$$

2 - Vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent

Comme le montre la figure 8, la vitesse de raccourcissement du biceps u peut être obtenue en projetant le vecteur



- Fig. 8 -

Schémas de calcul des variables mécaniques du fléchisseur équivalent.

- A : calcul de la force (cas du mouvement contre inertie)
- B : calcul de la vitesse de raccourcissement
- C : calcul de la force (cas du mouvement contre une charge)

Explications dans le texte.



vitesse tangentielle (de valeur $\Theta'a$) suivant la direction du muscle (la projection suivant la direction perpendiculaire donne la vitesse de déplacement latéral du point d'insertion).

Après un calcul trigonométrique simple, on arrive à la formule :

$$u = \Theta' \cdot x = \Theta' \frac{ab \sin\alpha}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \sin\alpha}}$$

x étant la distance de l'axe de rotation O à la direction du biceps.

3 - Force développée par le fléchisseur équivalent

Si l'on considère le système mécanique forme du bras, de l'avant-bras et du biceps, on peut lui appliquer, lors du mouvement de flexion contre inertie, 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 (v. fig. 8). 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 : $I\Theta'' = Fx$; d'où l'expression de F :

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

Dans le cas d'un mouvement contre une charge Mg se déplaçant à une distance d de l'axe de rotation, la formule précédente devient :

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

I étant le moment d'inertie de l'ensemble avant-bras, système mécanique et charge.

II - CALCUL DES VALEURS INSTANTANÉES DES VARIABLES MUSCULAIRES

Les formules précédentes montrent que le calcul de ces variables nécessite la connaissance du moment d'inertie du système mobile (I) et l'évaluation des distances a et b de l'axe de rotation du coude aux insertions inférieures et supérieures du biceps. C'est pourquoi, avant d'aborder la méthode de calcul proprement dite, on envisagera la détermination de ces constantes.

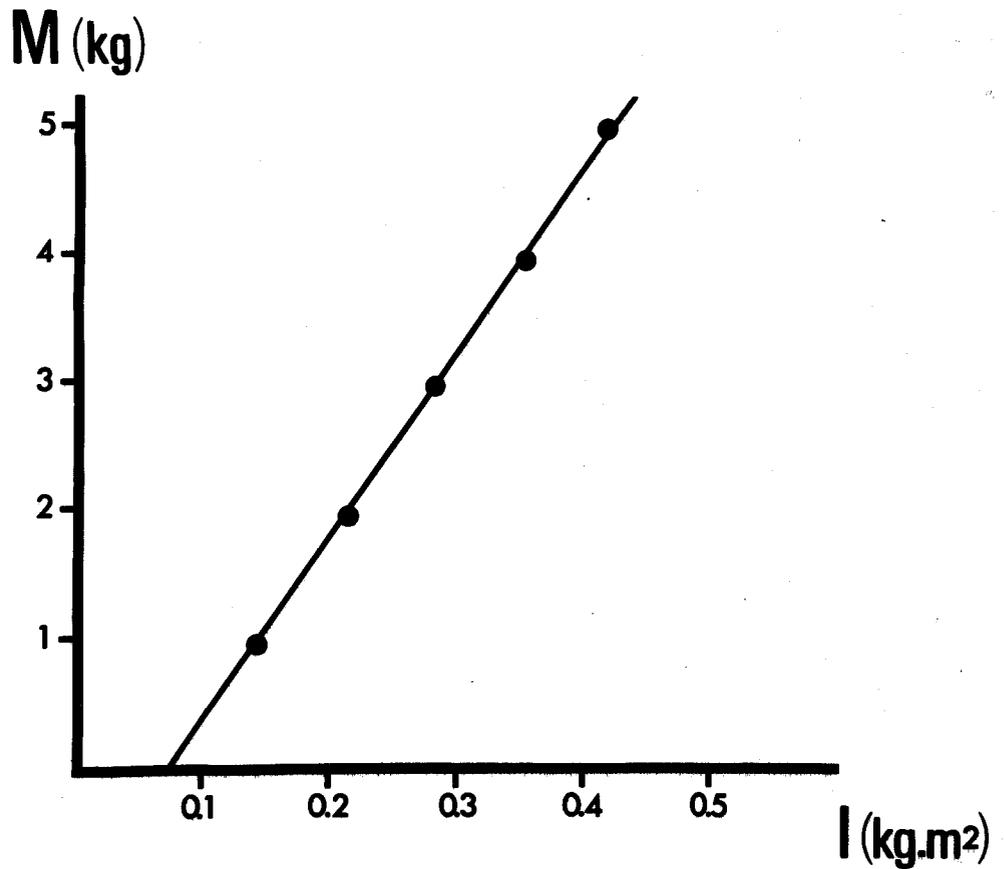
1 - Détermination des constantes I, a et b

a) I est la somme des moments d'inertie du système mécanique et du segment corporel en rotation (avant-bras et main). Le moment d'inertie du système mécanique est calculé, au cours de mouvements uniformément accélérés : pour chaque masse additionnelle le dispositif mécanique est entraîné au moyen d'un poids et à partir de la mesure du palier d'accélération on déduit la valeur de I grâce à la formule :

$$I = \frac{M\rho(g - \gamma)}{\Theta''}$$

où M est la masse accélérée, ρ le rayon de rotation, g l'accélération de la pesanteur, γ et Θ'' les accélérations linéaire et angulaire de M. La méthode paraît suffisamment précise car comme le montre la figure 9, la relation entre la masse additionnelle et le moment d'inertie calculé est linéaire.

Le moment d'inertie du segment corporel est déterminé expérimentalement, pour les divers sujets examinés, par une



- Fig.9 -

Relation entre la masse additionnelle (M) et le moment d'inertie (I) du système mécanique.

La droite de régression de M en I est indiquée ($r = .99$).



méthode de quick-release (v. PERTUZON et BOUISSET, 1967 ; BOUISSET et PERTUZON, 1968) : consécutivement au maintien d'un couple statique (fd), on déclenche un mouvement dont l'accélération initiale (Θ'') est liée au couple et à l'inertie par la relation :

$$I = \frac{f \cdot d}{\Theta''}$$

qui permet de calculer le moment d'inertie du segment corporel après correction pour le moment d'inertie du système mécanique. Les résultats obtenus sont en bonne concordance avec ceux de la littérature (v. notamment BRAUNE et FISCHER, 1892 ; FENN, 1938 ; DEMPSTER, 1955).

b) a et b sont calculés selon la méthode proposée par PERTUZON et BOUISSET (1971) à partir des formules :

$$a = 0,18 e \qquad b = 1,17 e$$

où e est la distance entre l'axe épitrochlée-épicondyle et l'apophyse styloïde radiale. Les valeurs obtenues pour les différents sujets sont comparables à celles déterminées par BRAUNE et FISCHER (1889) sur des cadavres et à celles déterminées par WILKIE (1950) à partir de clichés radiographiques.

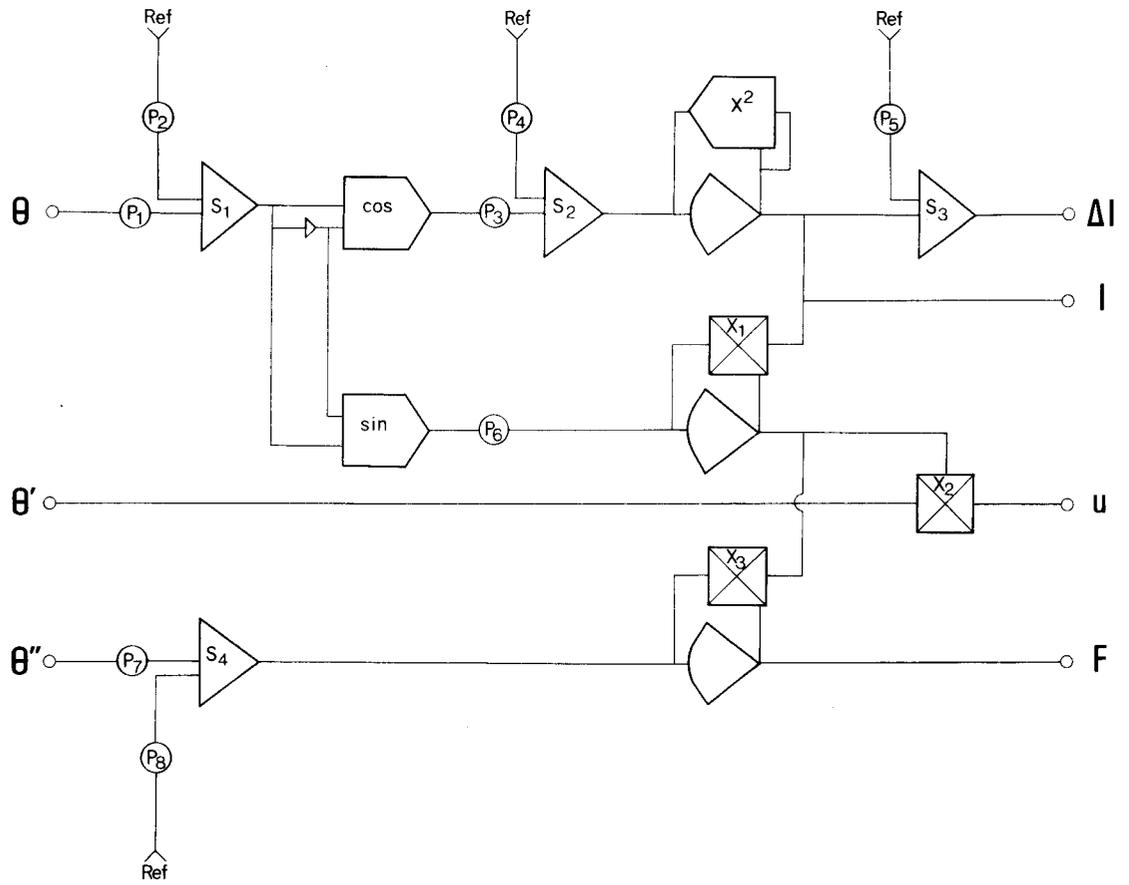
2 - Calcul de l, u et F

Les formules donnant l, u et F montrent qu'il serait fastidieux de calculer numériquement les valeurs de ces variables 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 l , u et F 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 fonctionnant "on-line". Le schéma de calcul est représenté sur la figure 10. Les variables en entrée sont Θ , Θ' et Θ'' . Avant d'être appliquées sur les modules appropriés dont les tensions de référence sont ± 20 volts, les tensions correspondant à ces variables sont amplifiées par l'intermédiaire d'amplificateurs ROCHAR de façon à obtenir une bonne précision dans les différents calculs.

a) calcul de l ($l = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos\alpha}$)

. $\cos\alpha$ est obtenu à l'aide d'un traducteur de fonctions cosinus recevant les tensions $\pm \alpha$. Ce traducteur est préréglé et, à une variation de 10 degrés, correspond une variation de 1 volt. Il faut donc retrouver le même coefficient de proportionnalité (1/10) au niveau de Θ et de α_0 ($\alpha = \alpha_0 + \Theta$). Le capteur du déplacement angulaire étant réglé pour que $\Theta = 0$ quand $\alpha = \alpha_0$, un module amplificateur utilisé en sommateur (S_1) reçoit d'une part Θ - ajusté au coefficient de proportionnalité 1/10 par un potentiomètre P_1 - et d'autre part α_0 que l'on règle à $\alpha_0/10$ volts en prenant la fraction convenable de la tension de référence à l'aide d'un potentiomètre P_2 . On trouve ainsi à la sortie de S_1 une tension qui satisfait aux conditions de calcul de $\cos\alpha$.



- Fig.10 -

Schéma de principe du calcul des variables mécaniques musculaires au moyen du calculateur analogique on-line.

Explications dans le texte.



. $2 ab \cos \alpha$ est affiché sur un potentiomètre P_3 .
La tension correspondant à $\cos \alpha$ est envoyée sur P_3 qui multiplie ($\cos \alpha$) par ($2 ab$).

. $(a^2 + b^2)$ est affiché sur un potentiomètre P_4 recevant la tension de référence. On peut alors effectuer la somme $a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha$ à l'aide d'un module sommateur (S_2).

. L'extraction de la racine carrée est réalisée par l'intermédiaire d'un traducteur de fonctions X^2 monté en contre-réaction sur un amplificateur dont la tension de sortie correspond à $\frac{1}{x}$.

. Pour obtenir une meilleure sensibilité dans l'évaluation du raccourcissement musculaire, il est préférable d'évaluer $\Delta l = l - l_0$, l_0 étant la longueur du biceps à la position de référence α_0 . A cet effet, on utilise un module sommateur (S_3) qui reçoit d'une part la tension correspondant à l et d'autre part une tension correspondant à $- l_0$ affichée sur un potentiomètre P_5 recevant la tension de référence négative.

$$b) \text{ calcul de } u \quad (u = \Theta' \frac{ab \sin \alpha}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}})$$

. $\sin \alpha$ est obtenu à l'aide d'un traducteur de fonctions sinus recevant les tensions $\pm \alpha$ déjà élaborées pour le calcul de l .

. la tension correspondant à $\sin \alpha$ est envoyée sur un potentiomètre P_6 où l'on a affiché ab . En sortie de P_5 , on a donc $ab \sin \alpha$.

. le quotient de $ab \sin \alpha$ par $\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}$ est réalisé à partir d'un module multiplicateur (X_1) monté en contre-réaction sur un amplificateur.

. enfin, on effectue la multiplication de $\frac{ab \sin \alpha}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}}$ par Θ' à l'aide d'un module multiplicateur (X_2)

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

. la tension correspondant à Θ'' est dirigée sur un potentiomètre P_7 où l'on a affiché I. En sortie de P_7 , on a donc une tension correspondant à $I\Theta''$.

. puisque $\frac{ab \sin \alpha}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}}$ a été élaboré pour le calcul de u, on procède à la division de $I\Theta''$ par cette quantité pour obtenir F. Comme précédemment, la division est effectuée à l'aide d'un module multiplicateur (X_3) monté en contre réaction sur un amplificateur.

. dans le cas d'un mouvement contre une charge, on affiche Mgd sur un potentiomètre P_8 et l'on réalise avant tout autre calcul, la sommation avec $I\Theta''$ (module S_4).

d) mode opératoire

La programmation des formules étant réalisée conformément au plan de calcul, il suffit de procéder pour chacun des sujets à l'affichage des valeurs de $2 ab$, $(a^2 + b^2)$, ab , et des constantes I, α_0 et l_0 . On notera, à ce propos, que la

modification du programme en fonction des conditions expérimentales ou des caractéristiques anthropométriques des sujets est très simple à effectuer.

A partir de Θ , Θ' et Θ'' , il est alors possible d'obtenir instantanément les valeurs de l , u et F sous forme de tensions électriques qui devront être atténuées en vue de leur enregistrement.

E - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

Les différentes variables mécaniques angulaires et musculaires ainsi que les variables électromyographiques - qui seront envisagées au chapitre suivant - sont soit enregistrées sur papier photographique, soit stockées sur bande magnétique.

I - ENREGISTREMENT GRAPHIQUE

Les signaux électriques correspondant aux différentes variables sont dirigés après adaptation des tensions vers les oscillographes à aimant mobile d'un enregistreur photographique ACB multivoies. Chaque oscillographe comporte un petit miroir qui réfléchit 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 réfléchiée d'une règle graduée, permet une référence de mesure suivant l'axe vertical.

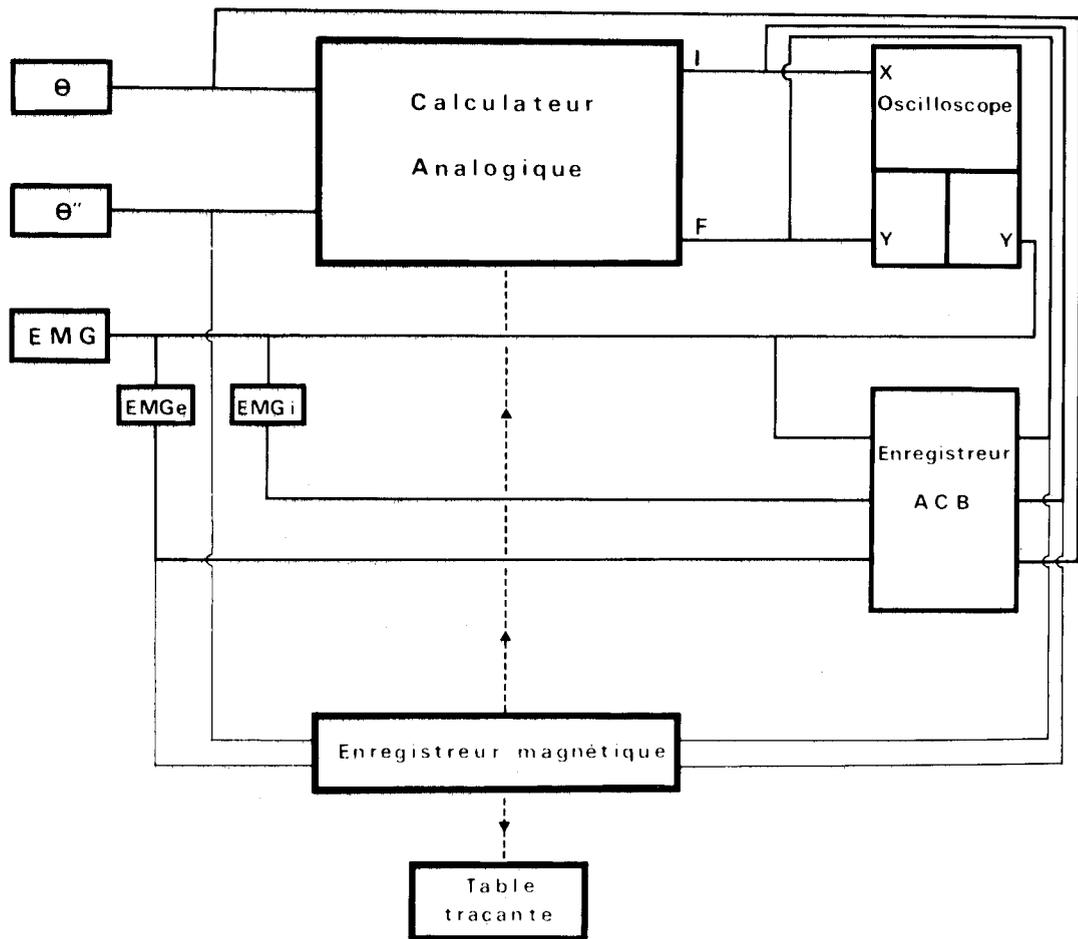
La bande passante des oscillographes est choisie en fonction de la fréquence des phénomènes à étudier. Ainsi, pour l'enregistrement d'une accélération, on utilise un récepteur ayant une fréquence nominale de 450 Hz alors que pour l'enregistrement d'une variable telle que le déplacement angulaire, le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

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.

II - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE

Les variables sont aussi stockées sur un enregistreur magnétique AMPEX à 6 pistes, utilisé en modulation de fréquence. Cinq pistes sont utilisées pour l'enregistrement des signaux électriques correspondant aux différentes variables. La sixième piste est une voie "phonie" qui sert à l'enregistrement des observations de l'expérimentateur et à un topage, utilisé en lecture pour déclencher une table traçante ou le balayage d'un oscilloscope. L'appareil présente quatre vitesses d'enregistrement et de lecture. L'enregistrement est effectué à la vitesse la plus rapide et la lecture à la vitesse la plus lente. On obtient ainsi un rapport de vitesses de 8 ce qui permet de restituer fidèlement des phénomènes rapides.

Cette technique offre une possibilité de stockage de certaines données qui, par la suite, peuvent être examinées sur une table traçante ou un oscilloscope. Ainsi, il est facile d'observer instantanément l'évolution d'une variable en fonction d'une autre puisque la table traçante et l'oscilloscope ont l'avantage de pouvoir être utilisés en XY. Enfin, les données stockées sur bande magnétique peuvent être de nouveau dirigées vers le calculateur analogique pour d'autres opérations (v. fig. 11).



- Fig.11 -

Schéma d'une chaîne d'enregistrement des variables mécaniques et électromyographiques.

- l : longueur du fléchisseur équivalent
- F : force du fléchisseur équivalent
- EMG : électromyogramme global
- EMGe : "enveloppe" de l'électromyogramme
- EMGi : électromyogramme intégré
- θ : déplacement angulaire
- θ'' : accélération tangentielle

CHAPITRE II

APPRECIATION DU NIVEAU D'EXCITATION
DU MUSCLE

- CHAPITRE II -

APPRECIATION DU NIVEAU D'EXCITATION
DU MUSCLE

| | |
|---|----|
| A - <u>INTRODUCTION</u> | 37 |
| I - TECHNIQUES DE QUANTIFICATION DES POTENTIELS MUSCULAIRES | 40 |
| 1 - Utilisation du tracé EMG "direct" | 41 |
| a - nombre des oscillations | 41 |
| b - amplitude des oscillations | 42 |
| 2 - Techniques d'intégration | 43 |
| II - RELATIONS ENTRE L'ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE ET LES VARIABLES MECANIKES DE LA CONTRACTION | 45 |
| 1 - Relation entre l'activité électromyo- graphique et la force | 45 |
| 2 - Relation entre l'activité électromyo- graphique et la vitesse | 46 |
| 3 - Relation entre l'activité électromyo- graphique et le travail mécanique | 47 |
| 4 - Conclusions | 47 |

| | |
|---|----|
| B - <u>TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u> | 49 |
| I - TECHNIQUE | 49 |
| 1 - Détection de l'activité myoélectrique | 49 |
| 2 - Quantification de l'activité électro- myographique | 51 |
| 3 - Enregistrement des différentes variables | 53 |
| II - PROTOCOLE | 54 |
| C - <u>RESULTATS</u> | 57 |
| I - TECHNIQUE DE DEPOUILLEMENT | 57 |
| 1 - Dépouillement des variables mécaniques | 57 |
| a - étalonnage de la vitesse | 58 |
| b - étalonnage de l'accélération tangentielle | 58 |
| c - mesure du travail mécanique | 59 |
| 2 - Dépouillement des activités électriques intégrés | 59 |
| II - RELATIONS ENTRE L'E.M.G. INTEGRE ET LES GRANDEURS BIOMECANIQUES | 62 |
| 1 - Cas des mouvements contre inertie | 62 |
| a - relation entre l'EMG intégré et l'accélération | 62 |
| b - relation entre l'EMG intégré et la vitesse | 64 |

| | |
|---|----|
| c - relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique | 65 |
| . cas du biceps | 65 |
| . cas du brachioradialis | 66 |
| 2 - Cas des mouvements contre une charge | 67 |
| | |
| III - EFFET DE LA POSITION INITIALE ET DE L'AMPLITUDE DU MOUVEMENT SUR LA RELATION Q_B -W | 68 |
| | |
| D - <u>DISCUSSION</u> | 69 |
| | |
| I - ANALYSE DES INTERDEPENDANCES ENTRE LES DIFFERENTES RELATIONS | 70 |
| 1 - Etude des interdépendances pour un type de mouvement donné | 70 |
| 2 - Influence du type de mouvement | 72 |
| 3 - Consistance des différentes relations | 73 |
| | |
| II - LA RELATION PERTINENTE | 75 |
| 1 - Mise en évidence | 75 |
| 2 - Conditions de validité | 77 |
| | |
| III - CONCLUSION | 81 |

A - INTRODUCTION

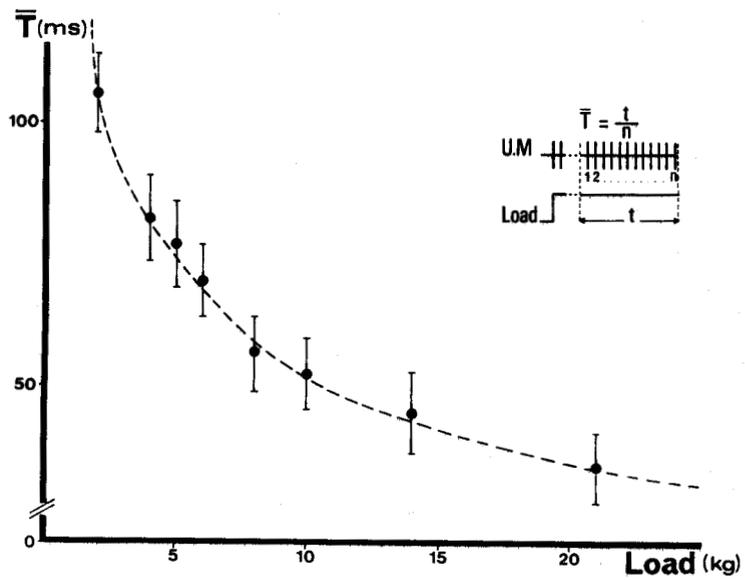
De nombreux phénomènes électriques sont liés à l'excitation du muscle. Ainsi, l'arrivée de l'influx nerveux au niveau de la jonction neuro-musculaire provoque l'apparition d'un potentiel de plaque (E.P.P.) qui après avoir franchi un niveau critique donnera lieu à un potentiel d'action propagé. Ces différents 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 musculaires en rapport avec l'activité des unités motrices. C'est au niveau de l'unité motrice que s'effectue la gradation de la contraction et l'on sait depuis ADRIAN et BRONK (1929) que, dans le cas de la contraction volontaire, cette gradation peut s'effectuer essentiellement par deux mécanismes : un accroissement du nombre d'unités motrices actives (recrutement spatial) et une augmentation de la fréquence de décharge des unités déjà actives (recrutement temporel). Cependant, cette activité asynchrone des motoneurones ne prend place qu'au cours de la contraction très légère et la synchronisation est d'autant plus grande que l'intensité de la contraction est plus importante (PERSON et KUDINA, 1968). Il en

résulte que le phénomène de synchronisation ne se marquerait de façon appréciable qu'aux niveaux de contraction les plus élevés ainsi d'ailleurs que dans le cas de la fatigue musculaire (v. WOODBURY et coll., 1965). La plupart des travaux effectués dans des conditions isométriques (DASGUPTA et SIMPSON, 1962 ; CLAMANN, 1969 ; MATON, 1970) permettent de conclure que, dans une gamme assez étendue d'efforts sous-maximaux, le recrutement spatial est prépondérant puisque une unité motrice donnée atteint très précocement une fréquence de décharge stable (v. fig.12). Dans des conditions anisométriques, on peut montrer aussi, pour une unité motrice, une relation entre la fréquence de décharge et le travail qui, selon les données de MATON et BOUISSET (1972), attendrait un palier pour des valeurs de travail relativement faibles (v. fig.12).

Compte tenu de ce qui précède, on conçoit aisément que les modalités de l'excitation du muscle impliqué dans un acte moteur naturel se distinguent notablement de celles du muscle isolé où la stimulation artificielle est habituellement synchrone et tétanique, rendant de ce fait le niveau d'excitation facilement quantifiable.

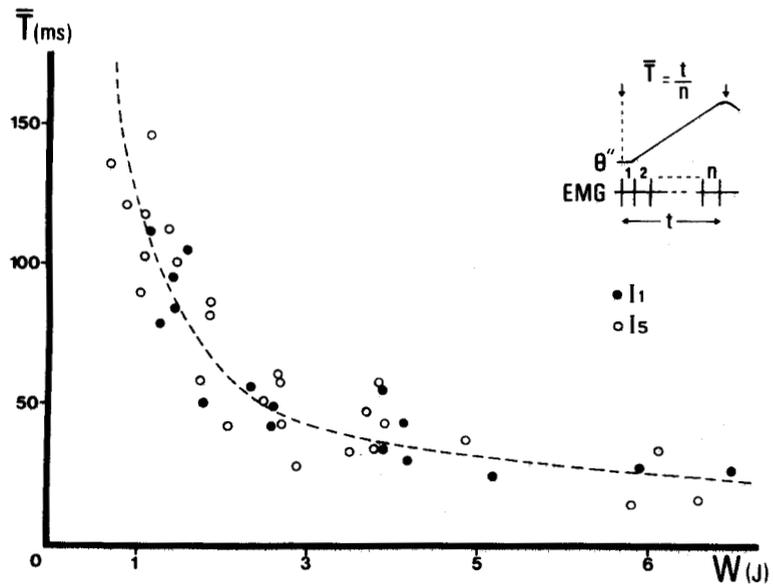
Nous envisagerons dans ce chapitre le choix d'une technique de quantification des potentiels musculaires appropriée à la présente étude afin de disposer d'un indice du niveau d'excitation du muscle. Nous tenterons alors de mettre en évidence



Cas de la contraction isométrique

\bar{T} : intervalle moyen (en ms)

Load : charge maintenue à 26 cm de l'axe de rotation (en kg)



Cas de la contraction anisométrique

\bar{T} : intervalle moyen (en ms)

W : travail mécanique (en joules)

- Fig.12 -

Variations de l'intervalle moyen entre les battements successifs d'une même unité motrice.

(d'après MATON et BOUISSET, 1972 a et b)



une relation suffisamment pertinente entre cet indice et l'une des variables mécaniques de la contraction. Ainsi nous sera offerte la possibilité d'étudier les propriétés mécaniques du muscle pour différents niveaux d'excitation évalués en se référant à cette relation.

I - TECHNIQUES DE QUANTIFICATION DES POTENTIELS MUSCULAIRES

La dérivation des potentiels musculaires 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, 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). Mais une électrode intramusculaire ne permet de dériver que l'activité de quelques unités motrices (une dizaine environ pour une électrode de sélectivité moyenne selon 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 mouvements semblables à ceux étudiés ici, 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 (BOUISSET et MATON, 1972).

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 (v. KAHN et coll., 1971).

La forme des variations de potentiel qui constituent le tracé de l'EMG global est habituellement très complexe et de nombreux paramètres sont susceptibles d'en permettre la quantification. Nous envisagerons successivement les techniques de quantification utilisant directement le tracé EMG et les différentes techniques d'intégration.

1 - Utilisation du tracé EMG "direct"

On peut considérer soit le nombre des oscillations du tracé EMG, soit l'amplitude de ces oscillations.

a) nombre des oscillations

A l'origine, les essais de quantification ont consisté uniquement en un examen visuel des tracés (PIPER, 1907 ; DIRKEN et SIEMELINK, 1942). Par la suite, quelques auteurs (BERGSTRÖM, 1959 ; CLOSE et coll., 1960) ont proposé une technique de quantification de l'électromyogramme en estimant la fréquence des oscillations du tracé 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. Cependant, à partir de ce procédé de quantification, des analyseurs relativement "sophistiqués" ont été conçus (WILLISON, 1963 ; FITCH, 1967) et ont permis notamment à TROUP et CHAPMAN (1972) d'obtenir des résultats apparamment peu dispersés et reproductibles.

Enfin, depuis le développement de la technologie des analyseurs de fréquences, de nombreux travaux portant sur la recherche du spectre de l'EMG ont été effectués. Ces études ont surtout été réalisées sur des électromyogrammes élémentaires (v. notamment KAISER et PETERSEN, 1963 ; KADEFORS et coll., 1968) et accessoirement sur des électromyogrammes globaux (PERSON et KUDINA, 1968 ; KWATNY et coll., 1970). Elles renseignent essentiellement sur les fréquences dominantes de l'EMG et sur leurs modifications lors de la fatigue et dans certains cas pathologiques.

b) amplitude des oscillations

Pour quantifier l'électromyogramme global, certains 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.

2 - Techniques d'intégration

En dépit des résultats qui ont pu être obtenus en considérant l'amplitude ou le nombre des oscillations du tracé EMG, 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 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". Il s'agit en fait d'un filtre RC précédé d'un dispositif de redressement double alternance. Le montage utilisé aussi par LIBERSON et coll. (1962), DELHEZ et coll. (1964), LESTIENNE (1967), ZUNIGA et SIMONS (1969) permet en fait d'obtenir l'enveloppe de l'électromyogramme ou "mean voltage" pourvu que la constante de temps du circuit soit judicieusement choisie en fonction de la durée des variations de potentiel.

Divers perfectionnements ont été apportés à cette technique de filtrage. Ainsi, ROSENFALCK (1960) a préconisé l'utilisation d'un filtre RLC. Par ailleurs, le développement de l'emploi des amplificateurs opérationnels a permis de réaliser des filtres du 3ème ordre de très bonne qualité et d'un montage beaucoup plus simple (v. GOTTLIEB et AGARWAL, 1970 ; KREIFELDT, 1971) permettant même de faire varier la constante de temps du circuit en modifiant un nombre très restreint de composants (v. GARLAND et coll., 1972). Enfin,

d'autres auteurs ont proposé une technique de "root mean square" qui consiste à calculer la racine carrée de la valeur moyenne du signal redressé préalablement élevé au carré (v. DE VRIES, 1965 ; KAISER et coll., 1968 ; SCHANNE et CHAFFIN, 1970).

Un second type d'intégration consiste à évaluer la quantité totale d'électricité débitée par le muscle pendant un intervalle de temps donné. Il s'agit là d'une intégration réelle qui peut être réalisée soit par une mesure planimétrique de la surface délimitée par les variations du potentiel recueilli (LIPPOLD, 1952 ; KRAMER et coll., 1972) 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 ; MIYASHITA et coll., 1968 ; WEISS et coll., 1972) 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). Ici aussi l'emploi d'amplificateurs opérationnels permet de réaliser des montages technologiquement supérieurs (v. HARDING et SEN, 1969 ; KURODA et coll., 1970).

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

Nous n'analyserons ici que les résultats en rapport direct avec la présente étude, c'est-à-dire ceux établis en l'absence de fatigue et au cours du mouvement. En ce qui concerne l'étude de l'influence de la fatigue sur l'activité électromyographique, on pourra se référer notamment aux travaux de LIPPOLD et coll. (1960) et de SCHERRER et MONOD (1960). En ce qui concerne les résultats obtenus dans des conditions isométriques, on pourra se reporter à un mémoire précédent (GOUBEL, 1970) et à une revue récente (BOUISSET, 1973).

1 - Relation entre l'activité électromyographique et la force

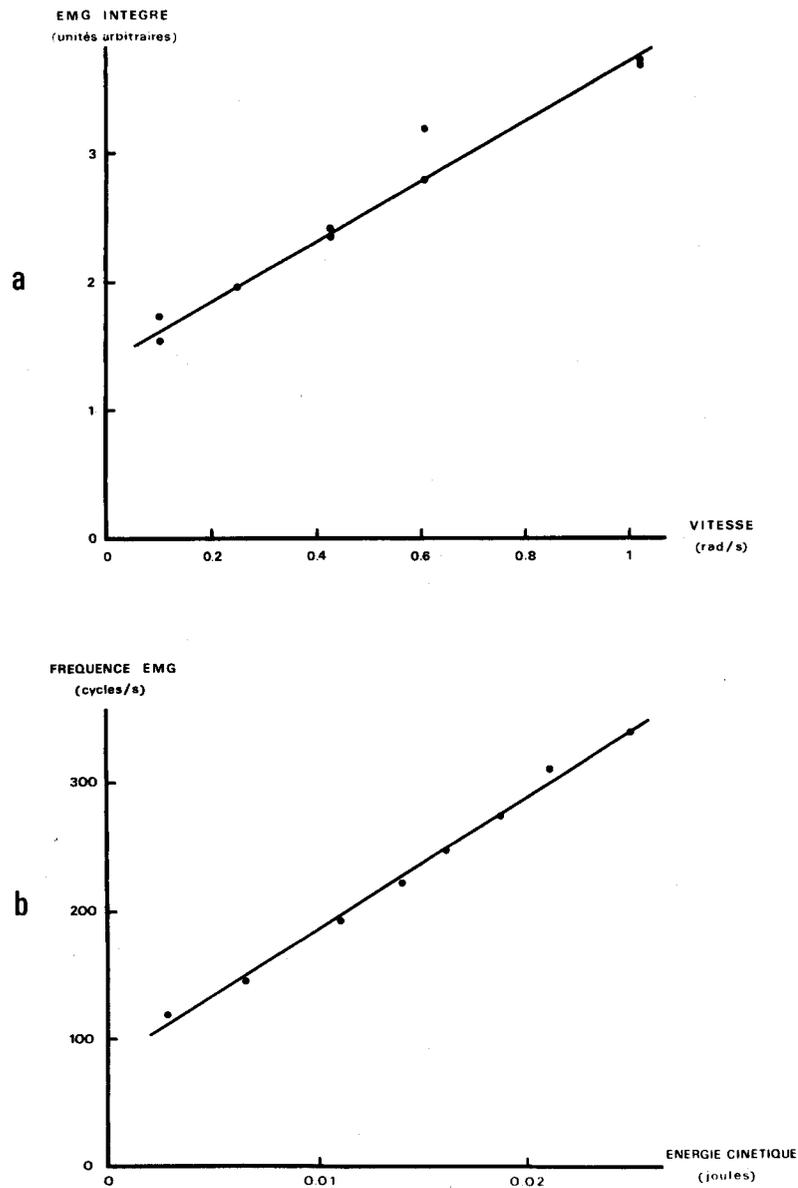
Dans des conditions anisométriques, on connaît essentiellement les travaux de BIGLAND et LIPPOLD (1954) qui ont montré l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la force musculaire. Ce résultat a été établi pour des mouvements d'amplitude limitée, effectués à vitesse constante, la force musculaire étant égale à la charge déplacée.

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).

Dans le cas du mouvement contre inertie, on peut montrer facilement que cette relation est une expression de la proportionnalité entre l'EMG intégré et la force maximum (GOUBEL et BOUISSET, 1970).

2 - Relation entre l'activité électromyographique et la vitesse

Etudiant des mouvements effectués à charge constante, BIGLAND et LIPPOLD (1954) ont montré que l'EMG intégré était proportionnel à la vitesse du mouvement, du moins dans le cas de la contraction concentrique (v. fig.13). Les auteurs soulignaient que la linéarité de cette relation n'était valable que pour des vitesses relativement faibles et ils prévoyaient une relation d'allure curvilinéaire dans le cas général. Ceci a été confirmé indirectement par BERGSTRÖM (1959) qui a décrit 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 (v. fig.13). L'énergie cinétique étant proportionnelle au carré de la vitesse, ce résultat laisse donc 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 (1968).



- Fig.13 -

Relations entre l'EMG intégré et

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

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



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 indirectement par évaluation du coût électrique d'un travail dynamique (SCHERRER et coll., 1957) et confirmée par GOUBEL et BOUISSET (1967).

4 - Conclusion

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. Il nous a donc paru souhaitable de reconsidérer ces diverses relations à l'occasion d'une même expérimentation afin d'examiner leur dépendance mutuelle et de déterminer la relation pertinente, c'est-à-dire celle qui est la moins dépendante des conditions d'exécution du mouvement.

A cet effet, nous nous proposons de considérer successivement des mouvements contre inertie ou contre une

charge, d'amplitude variable, l'arrêt du mouvement étant 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 ces facteurs sur l'allure des relations entre l'EMG intégré et les différentes variables mécaniques.

Après avoir exposé technique, protocole et résultats nous aborderons la discussion par la mise en évidence des interdépendances entre les différentes relations. Nous pourrions alors envisager la détermination de la relation pertinente, discuter de son intérêt en tant que valeur de référence du niveau d'excitation du muscle et étudier ses conditions de validité.

B - TECHNIQUE ET PROTOCOLE

I - TECHNIQUE

Le dispositif de reproduction du mouvement et la technique de détection des variables mécaniques ayant été décrits au chapitre précédent, nous n'envisagerons ici que l'exposé de la technique électromyographique.

1 - Détection de l'activité myoélectrique

Nous avons détecté systématiquement les activités électriques du biceps brachii (agoniste) et du triceps (antagoniste). Dans certaines expériences, nous avons adjoint la détection de l'activité électrique d'un autre fléchisseur, le brachioradialis.

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

- sur le corps charnu du biceps
- en position médiane sur la longue portion du triceps qui est toujours active quelle que soit la nature du mouvement (v. TRAVILL, 1962)
- sur le brachioradialis, près de son insertion humérale.

Deux types d'électrodes ont été utilisés. Les premières - qui ont servi lors des séries expérimentales initiales - 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 systématiquement par la suite - 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 0.5 et 10 k Ω). De plus, le sujet est mis à la masse au moyen d'une électrode fixée au poignet gauche. Cette électrode est constituée d'une plaque d'argent moulée à la forme du poignet et garnie de pâte conductrice.

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. Les signaux recueillis par les électrodes de détection sont donc tout d'abord dirigés vers l'entrée d'un préamplificateur. Celui-ci est réalisé

au moyen d'amplificateurs opérationnels et son impédance d'entrée est de l'ordre de $10\text{ M}\Omega$, donc très supérieure aux valeurs les plus importantes de résistances inter-électrodes. Le gain en tension de ce premier étage est de 10 et la constante de temps de 0,04 secondes. Cette valeur de la constante de temps permet d'éliminer la plupart des variations lentes de potentiel attribuées au déplacement des électrodes lorsque le muscle se contracte. Les signaux sont ensuite dirigés vers un amplificateur continu ROCHAR A 1338 dont le gain en tension est réglable de 20 à 1000. La bande passante de la chaîne d'amplification est limitée essentiellement par celle de ce second étage d'amplification qui est de 20 kHz à 0,3 dB.

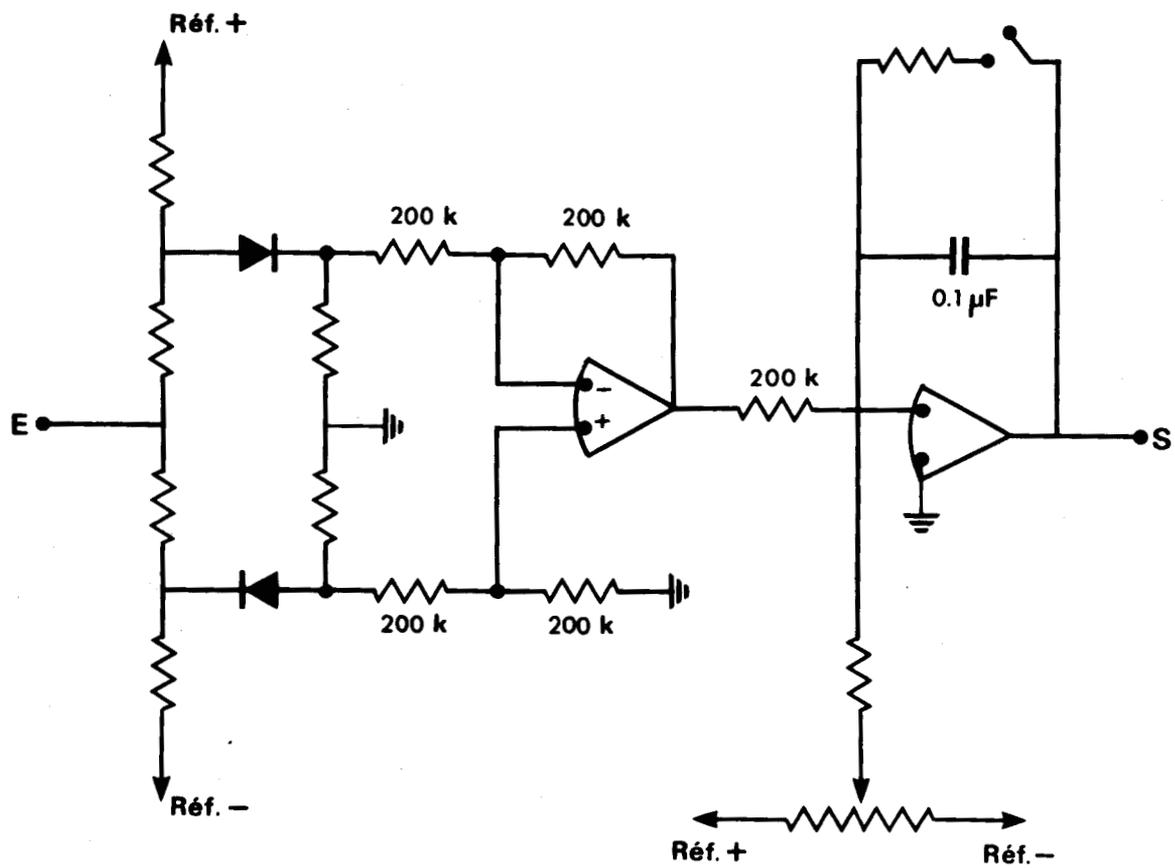
2 - Quantification de l'activité électromyographique

Les électromyogrammes globaux 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 sont ainsi obtenues sous forme d'impulsions ou 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 de certaines expériences, nous avons utilisé une technique de redressement et filtrage des potentiels musculaires qui constitue une version améliorée de celle mise au point par LESTIENNE (1967) et s'inspire de celle décrite par GARLAND et coll. (1972). Il ne s'agit pas d'une réelle intégration et le tracé obtenu ne constitue en fait qu'une "enveloppe" de l'électromyogramme.

Enfin, au cours d'expérimentations nécessitant la prise en considération de la valeur instantanée de l'électromyogramme (v. chapitre IV), nous avons utilisé 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. 14). D'un point de vue purement théorique, il serait peut-être plus judicieux d'utiliser les valeurs instantanées fournies par un système d'enveloppe de l'électromyogramme. En effet, l'intégration étant une opération cumulative, il est possible qu'une telle technique traduise mal certaines variations du niveau d'excitation. Cependant, il apparaît



- Fig.14 -

Schéma de l'intégrateur EMG

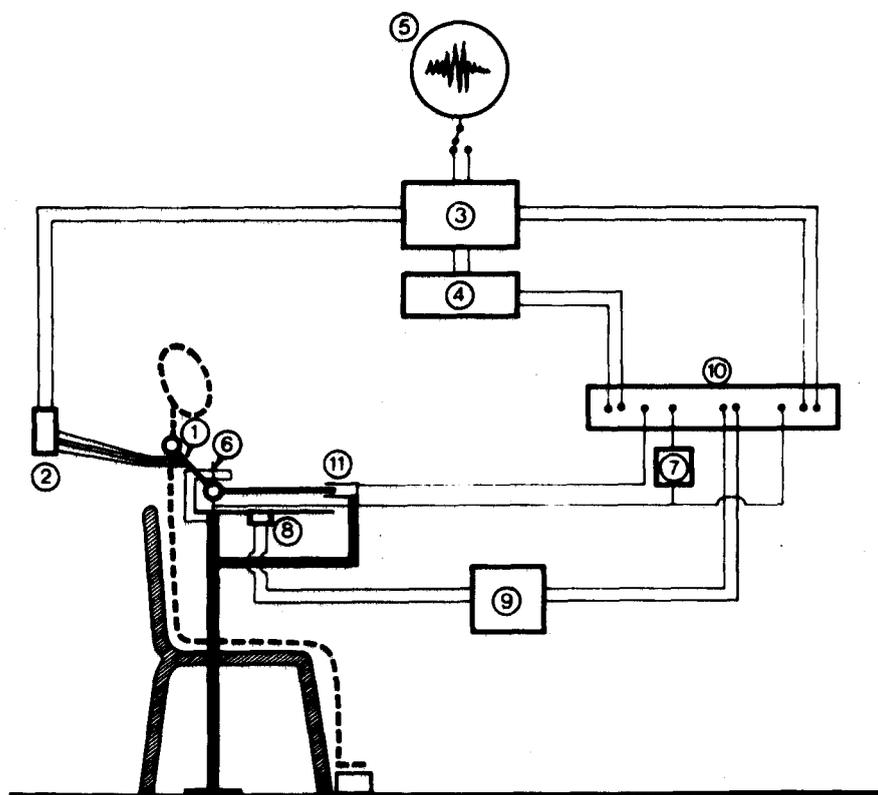
Ce dispositif fournit une intégration continue de l'EMG. Les deux diodes prépolarisées et l'amplificateur différentiel permettent d'obtenir un redressement double alternance à faible seuil. On notera aussi la remise à zéro et le réglage de la dérive de l'étage intégrateur.



que si l'on utilise un système d'enveloppe avec une constante de temps suffisamment brève pour que l'opération de filtrage ne se traduise pas par une chute de tension exponentielle en fin d'activité, le signal obtenu n'est pas suffisamment "lissé" et sa comparaison avec une variable mécanique s'avère difficile (BRENGUIER et coll., 1974). C'est pourquoi, nous avons préféré utiliser la valeur instantanée du signal EMG intégré.

3 - Enregistrement des différentes variables

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 de l'enregistreur photographique ACB multivoies décrit au chapitre précédent (v. fig. 15). Un électromyogramme étant constitué de variations de potentiels assez rapides, la fréquence nominale choisie pour les oscillographes est de 450 Hz.



- Fig.15 -

Schéma d'un montage expérimental

(série expérimentale n°1)

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



II - PROTOCOLE

Au cours d'une première série d'expériences portant uniquement sur des mouvements contre inertie, quatre sujets masculins adultes, ont, chacun, fait l'objet de deux examens. Chaque examen comporte une série de mouvements à arrêt par percussion d'une butée et une série de mouvements à arrêt par visée d'un repère (cellule photoélectrique). Dans les deux cas, il s'agit de mouvements de flexion dont l'amplitude est de 30° ($\pm 15^\circ$ par rapport à la position d'équilibre de l'articulation (*)). Chaque série est effectuée sans masse additionnelle (0 kg) et avec des masses faibles (1, 2 et 3 kg).

Au cours d'une seconde série d'expériences portant uniquement sur des mouvements à arrêt par visée, de même amplitude que les précédents, chacun des quatre sujets considérés a effectué trois examens au cours desquels il a exécuté des séries de mouvements contre inertie et des séries de mouvements contre une charge. Les mouvements contre inertie sont effectués à vide (0 kg) et avec cinq masses additionnelles (1, 2, 3, 4 et 5 kg). En ce qui concerne les mouvements contre une charge, les sujets ont à soulever cinq poids qui sont calculés pour que leurs moments d'inertie soient égaux à ceux des cinq masses additionnelles.

(*) L'articulation du coude est en position d'équilibre lorsque l'angle extérieur formé par le bras et l'avant-bras est de 75° (PERTUZON et LESTIENNE, 1973).

Au cours d'une troisième série d'expériences portant uniquement sur des mouvements à arrêt par visée contre inertie, chacun des quatre sujets considérés a fait l'objet de deux examens. Chaque examen comporte une série de mouvements de 30° dont l'amplitude est comptée comme lors des premières expériences ($60-90^\circ$), une série de mouvements de même amplitude comptée à partir de la position terminale précédente ($90-120^\circ$) et une série de mouvements dont l'amplitude est la somme des deux premières ($60-120^\circ$). Au cours de chaque série, les six conditions d'inertie de la seconde expérimentation sont envisagées de nouveau.

Le tableau I donne un résumé de ces différents protocoles expérimentaux.

| série expérimentale | inertie ou charge | type d'arrêt | limites d'amplitude | masses additionnelles |
|---------------------|-------------------|--------------|----------------------|------------------------|
| 1 | inertie | visée | $60^\circ-90^\circ$ | 0, 1, 2 et 3 kg |
| | | percussion | | |
| 2 | inertie | visée | $60^\circ-90^\circ$ | 0, 1, 2, 3, 4 et 5 kg |
| | charge | | | 5 charges équivalentes |
| 3 | inertie | visée | $60^\circ-90^\circ$ | 0, 1, 2, 3, 4 et 5 kg |
| | | | $90^\circ-120^\circ$ | |
| | | | $60^\circ-120^\circ$ | |

- Tableau I -

Protocoles expérimentaux

Dans chaque condition expérimentale, le sujet effectue au total cinq mouvements, d'abord à vitesse spontanée, puis, sur indications de l'expérimentateur, à vitesse plus lente et plus rapide. L'attention des sujets est attirée sur la nécessité d'une décontraction musculaire préalable, d'une exécution continue de chaque mouvement et du respect des limites fixées à l'excursion angulaire. Dans le cas des mouvements à arrêt par percussion, les sujets sont invités à percuter les butées et à développer leur effort, autant que possible, de manière régulièrement croissante, jusqu'à l'instant de la percussion.

D'un examen à un autre, l'ordre de présentation des inerties ou des charges, des types d'arrêt et des gammes de vitesses est 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 chaque changement de situation expérimentale, une pause suffisante est respectée, afin d'éviter les risques de fatigue. De plus, 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, permet un contrôle de l'état de fatigue musculaire (v. SCHERRER et MONOD, 1960).

C - RESULTATS

I - TECHNIQUE DE DEPOUILLEMENT

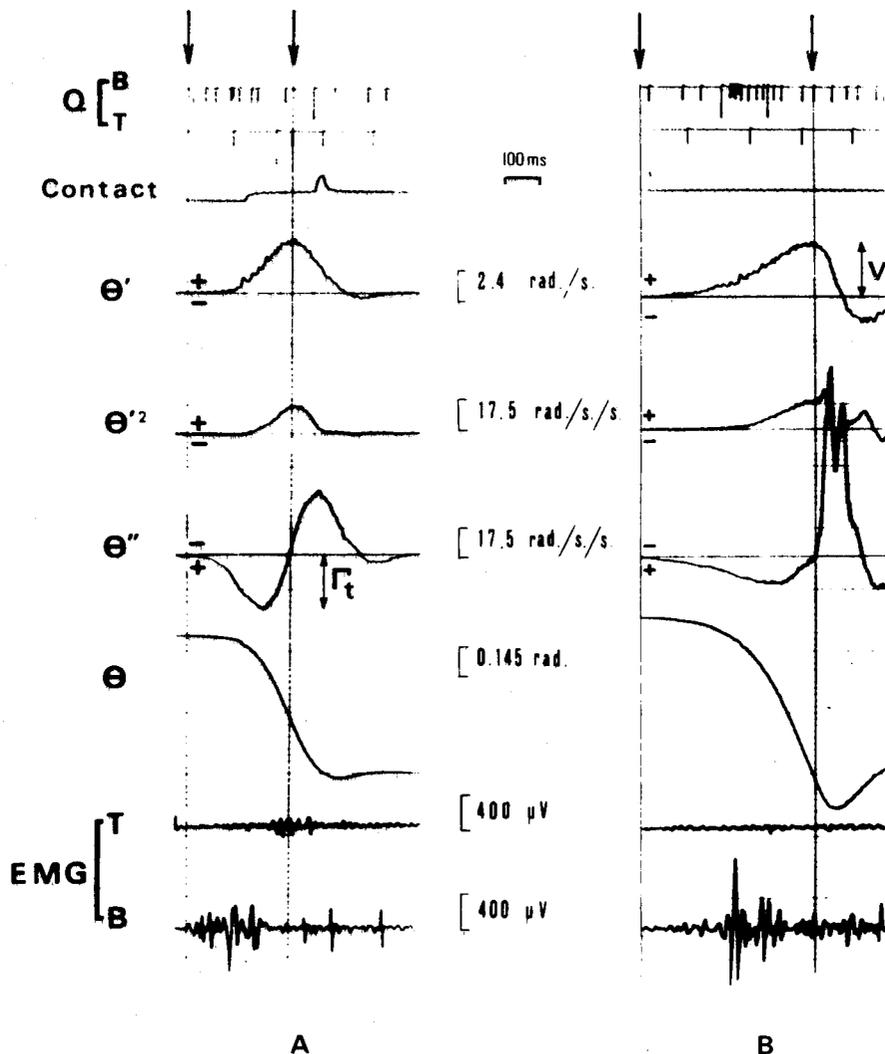
Les résultats concernent essentiellement l'activité électrique du biceps brachii pendant la première phase d'accélération qui correspond au temps mis par la vitesse angulaire pour atteindre son maximum (V). On ne considère donc que la phase "motrice" du mouvement.

Les figures 16 et 17 reproduisent différents tracés expérimentaux. Le début du mouvement est figuré par une ligne verticale passant par le point où le tracé accélérométrique 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 (enregistrée parfois pour étalonner le tracé de vitesse) correspond le zéro d'accélération tangentielle. Il suffit donc de tracer une ligne verticale joignant ces trois points (v. fig.16).

1 - Dépouillement des variables mécaniques

Au cours de la présente expérimentation, nous avons mesuré essentiellement le maximum d'accélération tangentielle (Γ_t)



- Fig.16 -

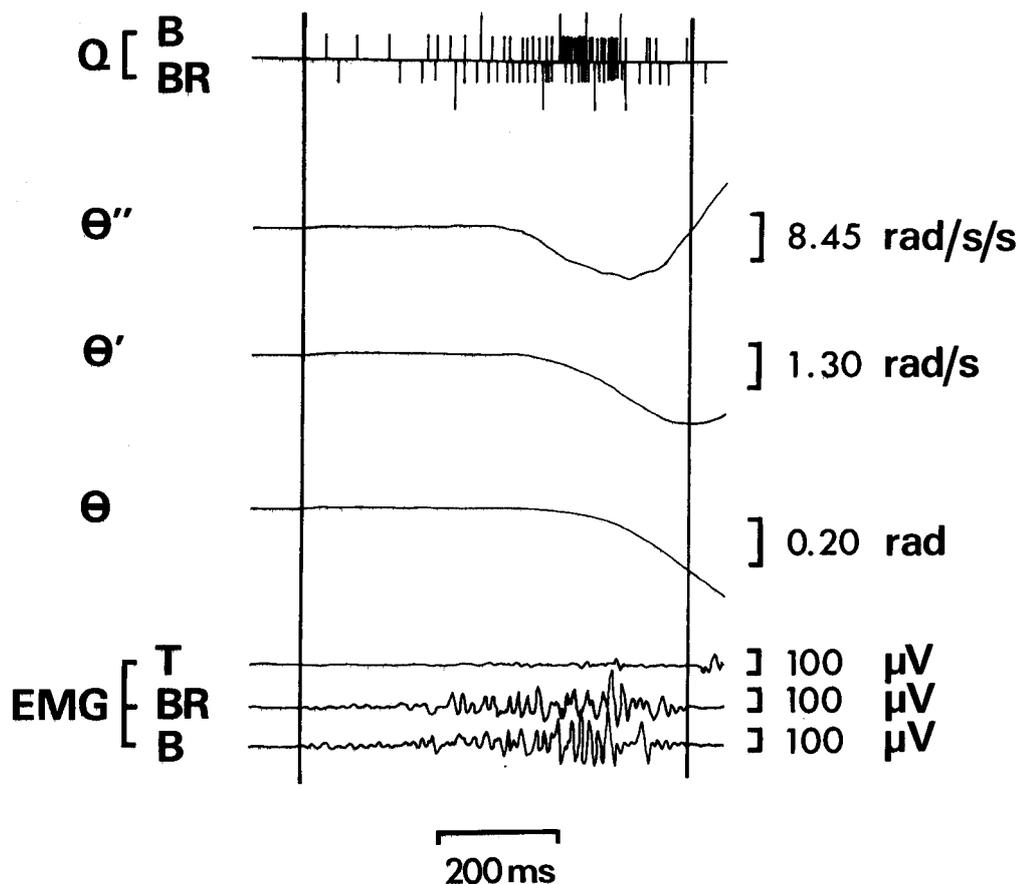
Tracés expérimentaux de mouvements de flexion contre inertie:

De haut en bas :

Q_B et Q_T - activité électromyographique intégrée du biceps et du triceps ; Contact - trace des cellules photoélectriques (cas des mouvements à arrêt par visée uniquement) ; Θ' , Θ'^2 , Θ'' , Θ - vitesse angulaire, accélérations radiale et tangentielle, déplacement angulaire ; EMG-B et EMG-T - électromyogrammes globaux du biceps et du triceps.

Le mouvement à arrêt par visée est présenté à gauche (A), le mouvement de percussion, à droite (B). Les flèches limitent la première phase d'accélération.





- Fig.17 -

Tracés expérimentaux d'un mouvement de flexion contre une charge.

De haut en bas :

Q_B et Q_{BR} - activité électromyographique intégrée du biceps et du brachioradialis ; θ'' , θ' , θ - accélération tangentielle, vitesse et déplacement angulaires ; EMG-T, EMG-BR et EMG-B - électromyogrammes globaux du triceps, du brachioradialis et du biceps.

Les traits verticaux limitent la phase d'activité des muscles agonistes.



et le maximum de vitesse (V) et calculé la variation d'énergie cinétique du système en rotation ($\frac{1}{2} IV^2$). 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 potentiométrique (Θ) 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 potentiométrique puis transformer les mm/s en rad/s. On peut aussi utiliser le tracé d'accélération radiale puisque la valeur de l'accélération radiale est à un coefficient près (l'inverse du rayon de rotation) égale au carré de la vitesse. Les deux techniques d'étalonnage donnent des résultats similaires. 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. On peut aussi utiliser le tracé de vitesse : 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

c) mesure du travail mécanique

Pour les mouvements contre inertie, le travail mécanique peut être évalué directement à partir de la variation d'énergie cinétique : $\frac{1}{2} IV^2$ (v. BOUISSET et GOUBEL, 1968). Les inerties (I) considérées ici étant relativement peu élevées, les variations d'énergie cinétique correspondent principalement à des variations de vitesse du mouvement. Pour les mouvements contre une charge, le travail mécanique est égal à la somme des énergies cinétique ($\frac{1}{2} IV^2$) et potentielle (Mgh) puisqu'une masse M est soulevée à une hauteur h. I, somme des moments d'inertie du système mécanique et du segment corporel en rotation, est calculé préalablement pour chaque sujet et chaque condition expérimentale (v. chapitre I, page 28).

2 - Dépouillement des activités électriques intégrées

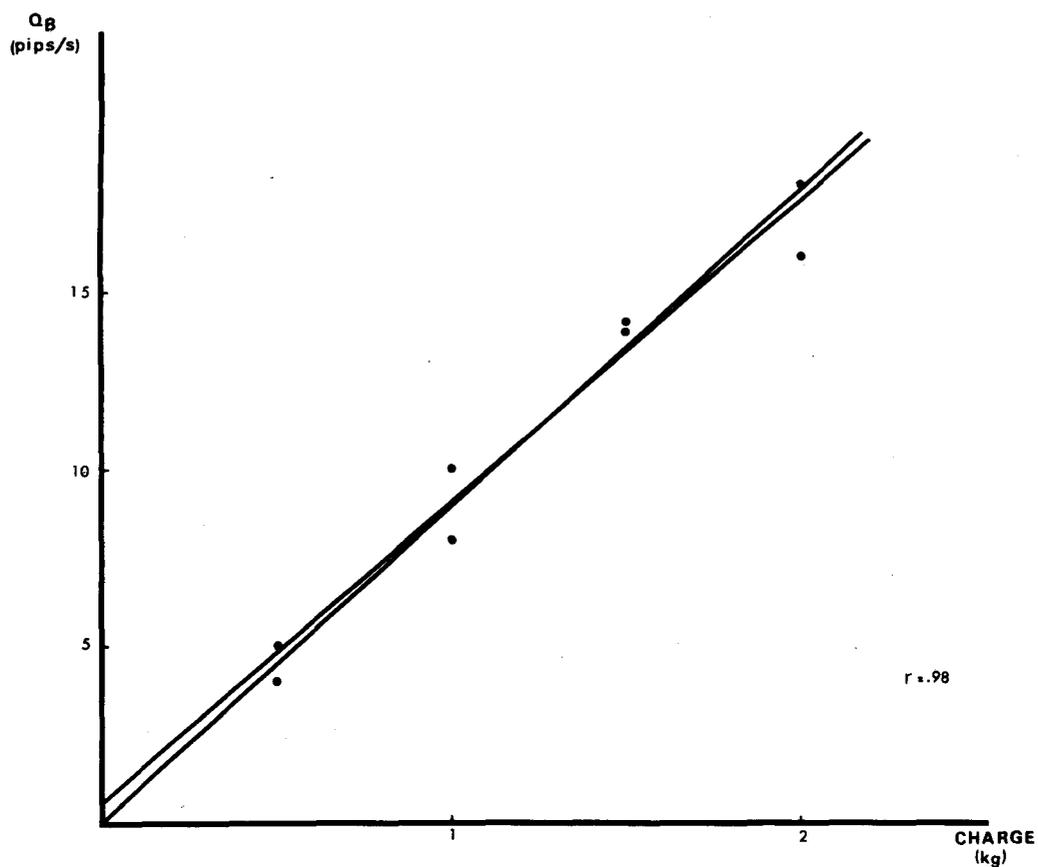
Généralement, il suffit de compter les pips pendant la durée de la phase motrice précédemment définie. Il s'agit donc d'une appréciation globale de la quantité d'électricité débitée par le muscle au cours du mouvement ("valeur globale temporelle" : BOUISSET, 1973).

Cependant, on peut observer sur l'électromyogramme une activité de base précédant l'activité phasique liée au mouvement. Il suffit alors de régler le seuil d'intégration de l'intégrateur EMO de telle façon que le nombre de pips correspondant à cette activité de base soit négligeable (généralement 1 par seconde).

De plus, à partir des épreuves de travail statique, il est possible, 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 dans la limite de nos conditions expérimentales (v. fig. 18), 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 ainsi des expériences réalisées sur des sujets différents. L'étude du rapport des activités des muscles biceps et brachio-radialis 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.



- Fig. 18 -

Courbe d'étalonnage de l'EMG intégré.

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet au cours d'une épreuve de travail statique pratiquée au début et à la fin de l'expérimentation. Les charges sont maintenues au niveau du point stylien.



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, 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.

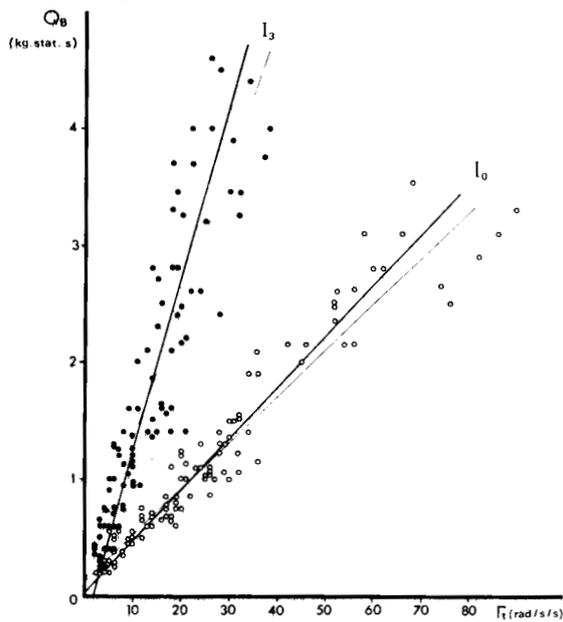
II - RELATIONS ENTRE L'E.M.G. INTEGRE ET LES GRANDEURS BIOMECHANQUES

I - Cas des mouvements contre inertie

a) relation entre l'EMG intégré et l'accélération : $Q = f(\Gamma_t)$

A l'EMG intégré du biceps (Q_B) on associe la valeur maximale de l'accélération tangentielle (Γ_t) du mouvement correspondant. Quelles que soient l'inertie et le type de mouvement considérés, les résultats font apparaître l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et l'accélération tangentielle maximum (v. fig. 19 et 20). Pour un type de mouvement donné, on observe une croissance de la pente des droites avec l'inertie (v. fig. 19). 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. 20).

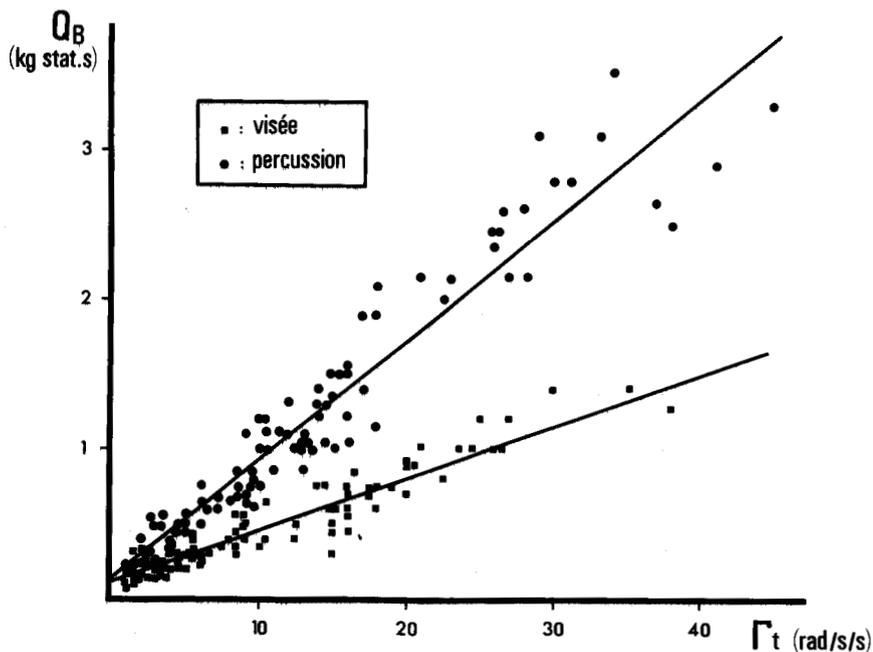
La dispersion - testée par le coefficient r de BRAVAIS-PEARSON - reste dans tous les cas très faible. Le tableau II donne les valeurs de r calculées sur les courbes regroupant les résultats obtenus sur les différents sujets au cours de la première série expérimentale.



- Fig. 19 -

Effet de l'inertie sur la pente de la relation $Q_B - \Gamma_t$

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur l'ensemble des sujets lors de mouvements de percussion réalisés dans deux conditions d'inertie.



- Fig. 20 -

Effet du type de mouvement sur la pente de la relation $Q_B - \Gamma_t$

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur l'ensemble des sujets dans une condition d'inertie (sans masse additionnelle).

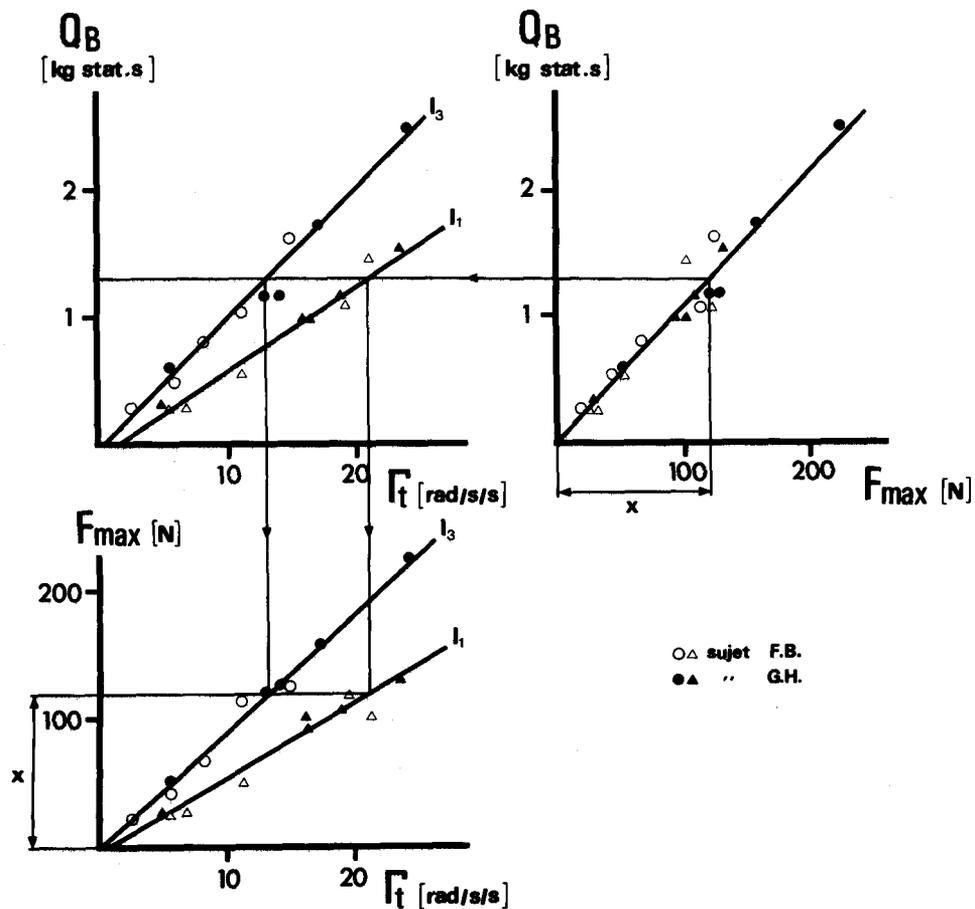


| $Q_B = f(\Gamma t)$ | | I_0 | I_1 | I_2 | I_3 |
|-----------------------------------|---|-------|-------|-------|-------|
| Mouvement de percussion | r | 0.96 | 0.96 | 0.92 | 0.90 |
| | N | 97 | 90 | 97 | 90 |
| Mouvement à arrêt par visée | r | 0.95 | 0.91 | 0.96 | 0.96 |
| | N | 95 | 91 | 90 | 88 |

- Tableau II -

Nombre de mesures (N) et valeurs du coefficient de corrélation (r) des relations $Q_B = f(\Gamma t)$.

Cette relation entre l'EMG intégré et l'accélération peut d'ailleurs être considérée comme l'expression d'une relation entre l'EMG intégré et la force. En effet, la formule permettant le calcul de la force du fléchisseur équivalent (v. page 26) montre que pour une inertie donnée, une relation linéaire lie cette force à l'accélération pourvu qu'à chaque mesure la valeur de l'excursion angulaire soit sensiblement identique. Cette condition étant remplie ici, il apparaît donc 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 qui, sensibles à l'inertie, peuvent ainsi être regroupées sur une même droite (v. fig. 21) sans introduire de dispersion supplémentaire dans les résultats ($r = 0.98$ pour $N = 30$). En conséquence, la pente de la relation EMG intégré-force varie aussi selon le type de mouvement.



- Fig. 21 -

Mise en évidence de la relation entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et la force maximum (F_{max}).

$Q = f(F_{max})$ implique $Q = f(\Gamma_t)$ compte tenu de $F_{max} = f(\Gamma_t)$.
 A une valeur de F_{max} donnée sur le graphique $Q = f(F_{max})$ 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 $F_{max} = f(\Gamma_t)$, on constate qu'elles correspondent à la valeur de F_{max} initialement considérée sur le graphique $Q = f(F_{max})$.

Les graphiques ont été réalisés à partir des résultats obtenus sur deux sujets dans deux conditions d'inertie (masses additionnelles : 1 et 3 kg).

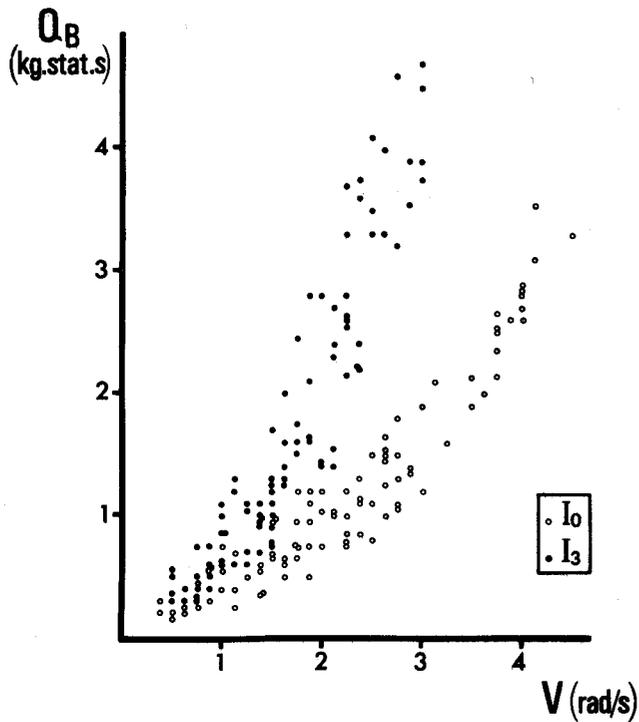


b) relation entre l'EMG intégré et la vitesse : $Q = f(V)$

A l'EMG intégré du biceps (Q_B), on associe la valeur maximale de la vitesse (V) du mouvement correspondant. Quelles que soient l'inertie et le type de mouvement considérés, il apparaît une relation quadratique entre l'EMG intégré et la vitesse maximum (v. fig.22). La courbure des graphiques augmente avec l'inertie mais, pour une même inertie, les points correspondant aux deux types de mouvements peuvent être regroupés sur un même graphique (v. fig.23).

A partir des courbes quadratiques Q_B-V , il est possible d'établir l'existence de relations linéaires entre Q_B et le carré de la vitesse (V^2) dont la pente dépend, comme plus haut, de l'inertie (v. fig.24). En outre, pour une même inertie l'on n'observe plus de différence significative entre les pentes selon la nature de l'arrêt du mouvement. En effet, le t de STUDENT-FISCHER, calculé pour chaque condition d'inertie, est toujours inférieur à 1.8.

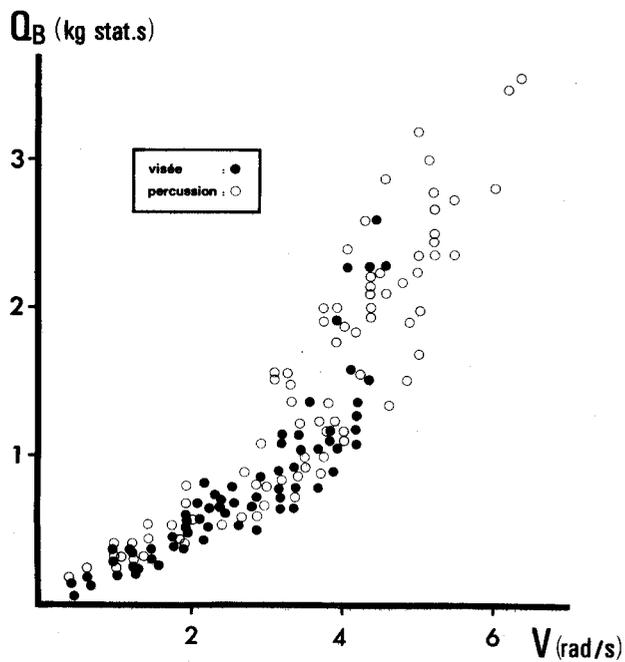
Le tableau III donne les valeurs de r calculées sur les courbes Q_B-V^2 regroupant les résultats obtenus sur les différents sujets au cours de la première série expérimentale. On remarquera que ces valeurs sont toujours très significatives.



- Fig. 22 -

Effet de l'inertie sur la courbure de la relation Q_B - V .

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur l'ensemble des sujets lors de mouvements de percussion réalisés dans deux conditions d'inertie.



- Fig. 23 -

Indépendance de la relation Q_B - V vis à vis du type de mouvement

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur l'ensemble des sujets dans une condition d'inertie (masse additionnelle : 2 kg).



| $Q_B = f(v^2)$ | | I_0 | I_1 | I_2 | I_3 |
|-----------------------------------|---|-------|-------|-------|-------|
| Mouvement de percussion | r | 0.96 | 0.95 | 0.89 | 0.94 |
| | N | 95 | 93 | 94 | 90 |
| Mouvement à arrêt par visée | r | 0.93 | 0.87 | 0.91 | 0.94 |
| | N | 89 | 93 | 91 | 90 |

- Tableau III -

Nombre de mesures (N) et valeurs du coefficient de corrélation (r) des relations $Q_B = f(v^2)$.

c) relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique :

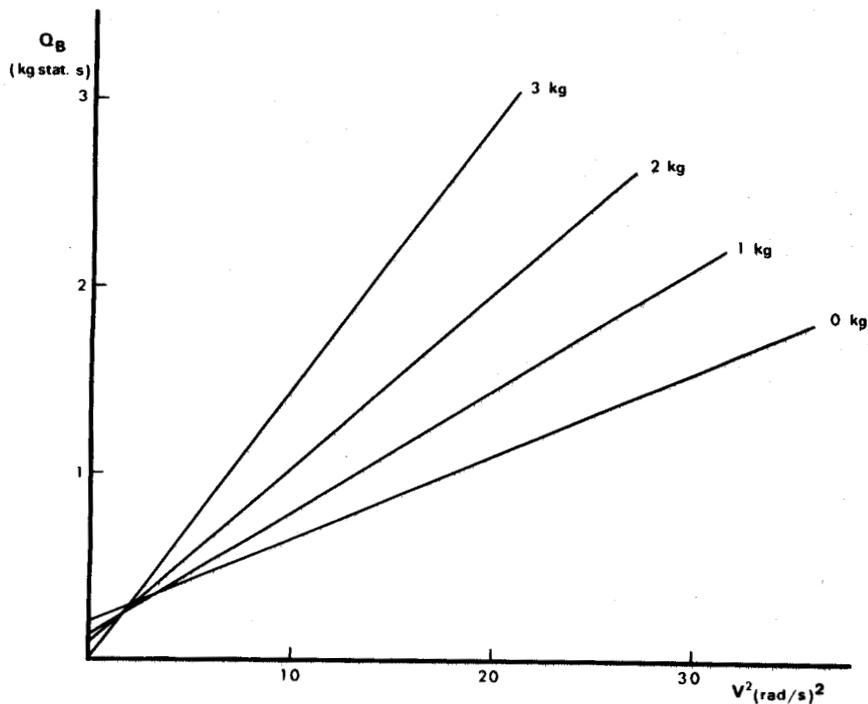
$$Q = f(W)$$

. cas du biceps

Quelle que soit l'inertie considérée, les résultats font apparaître l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et le travail mécanique (W), évalué à partir de la variation d'énergie cinétique (v. fig. 25).

Contrairement aux relations Q_B-V ou Q_B-V^2 , la pente de la relation Q_B-W n'est pas affectée par la valeur de l'inertie.

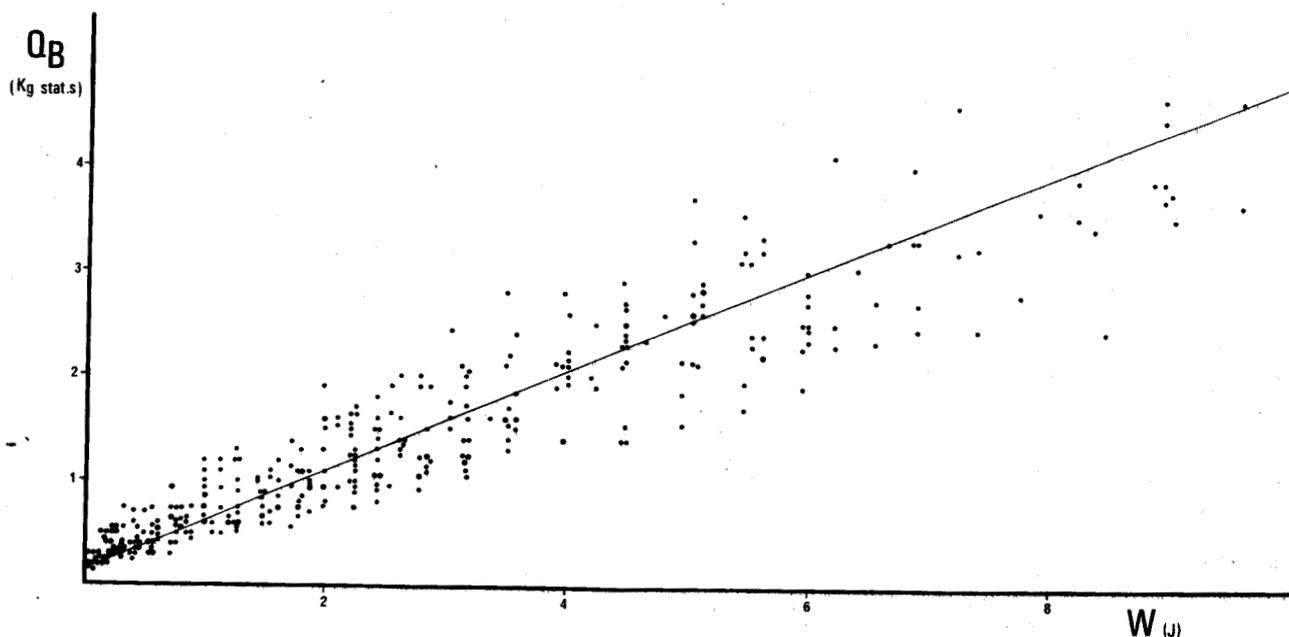
On n'observe pas de différence significative entre les pentes des relations Q_B-W correspondant au mouvement à arrêt par visée et au mouvement de percussion. En effet, le t de



- Fig. 24 -

Effet de l'inertie sur la pente de la relation $Q_B - V^2$

Q_B : EMG intégré du biceps (en kg stat. s) ; V^2 : carré de la vitesse maximale (en rad/s^2).



- Fig. 25 -

Relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique.

Q_B : EMG intégré du biceps (en kg stat. s) ; W : travail mécanique (en joules)



Les graphiques $Q_B - V^2$ et $Q_B - W$ regroupent les résultats obtenus sur l'ensemble des sujets lors de mouvements de percussion réalisés dans quatre conditions d'inertie. Les droites représentées sont celles de la régression de Q_B en V^2 ou W .

STUDENT-FISCHER 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.

Le tableau IV donne les valeurs de r calculées à partir des courbes Q_B - W regroupant, pour l'ensemble des sujets, les résultats obtenus dans les quatre conditions d'inertie envisagées au cours de la première série expérimentale. Chaque test porte ainsi sur près de 400 points expérimentaux et les valeurs des r restent très significatives.

| $Q_B = f(W)$ | r | N |
|-----------------------------|------|-----|
| Mouvement de percussion | 0.94 | 351 |
| Mouvement à arrêt par visée | 0.90 | 372 |

- Tableau IV -

Nombre de mesures (N) et valeurs du coefficient de corrélation (r) des relations $Q_B = f(W)$

. cas du brachioradialis

Comme pour le biceps, quelle que soit l'inertie considérée, les résultats montrent l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du brachioradialis (Q_{BR}) et le travail mécanique

(W). La dispersion est toujours très faible ($r = 0.97$ pour $N = 80$) et la pente de la relation est identique pour les différentes conditions d'inertie (v. fig. 26).

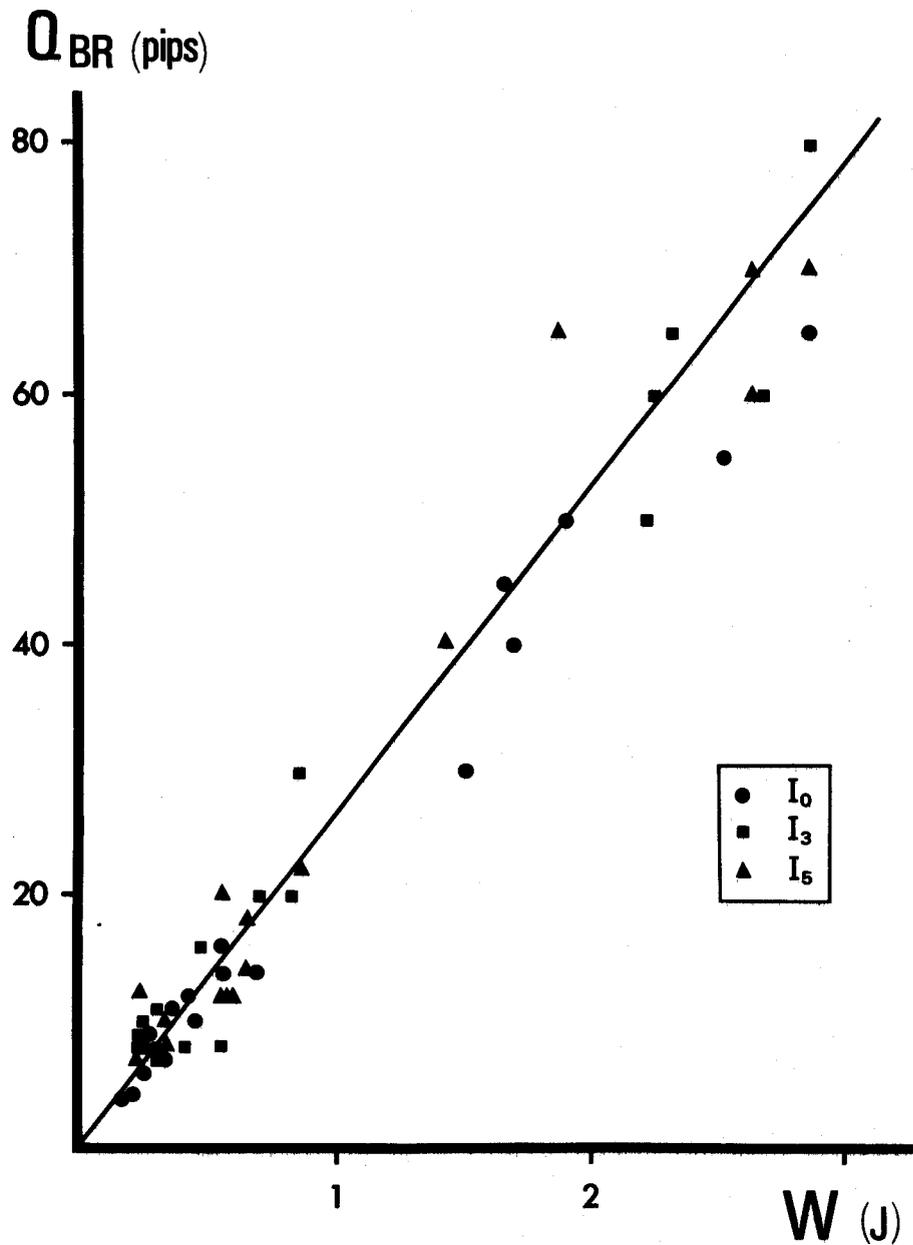
2 - Cas des mouvements contre une charge

N'ayant choisi cette condition expérimentale que dans le but d'étudier l'influence de la variation d'énergie potentielle sur l'allure de la relation Q_B-W , nous n'envisagerons ici que l'exposé des résultats concernant cette relation.

Les résultats font apparaître l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail mécanique dont la pente n'est pas affectée par la valeur de la charge.

D'autre part, il semble que les points correspondant aux mouvements contre inertie et aux mouvements contre une charge puissent être regroupés sur un même graphique, tout au moins dans les cas du mouvement à arrêt par visée seul examiné ici (v. fig. 27). En effet, les coefficients angulaires des relations correspondant aux mouvements contre inertie et aux mouvements contre une charge ne sont pas significativement différents ($t = 0.65$ pour $N = 60$).

Enfin, dans tous les cas, la dispersion reste très faible ($0.96 < r < 0.98$ pour $N = 30$).



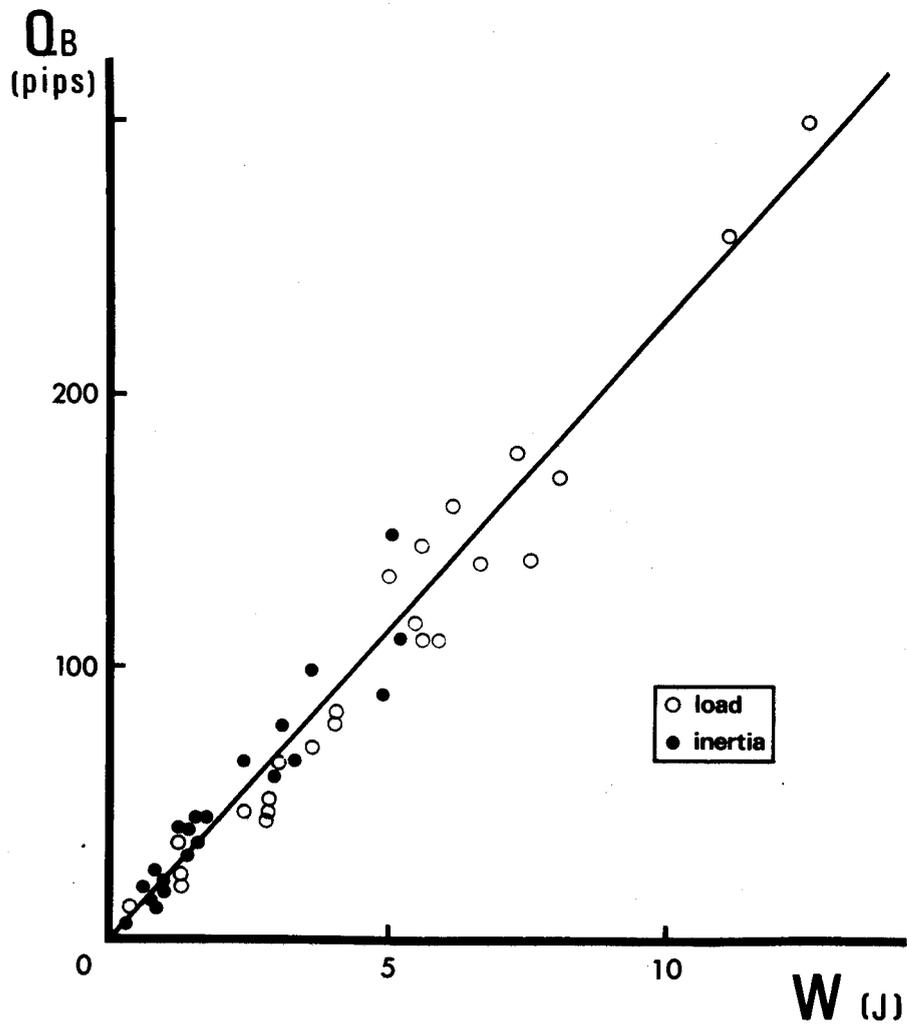
- Fig.26 -

Relation entre l'EMG intégré du brachioradialis et le travail mécanique.

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet dans trois conditions d'inertie. La droite de régression de Q_{BR} en W est indiquée ($r = .98$).

Q_{BR} : EMG intégré du brachioradialis (en pips)
 W : travail mécanique (en joules)





- Fig.27 -

Relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique : cas des mouvements contre inertia et contre une charge.

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet dans cinq conditions d'inertia (inertia) et cinq conditions de charge (load). La droite de régression de Q_B en W est indiquée ($r = .98$).

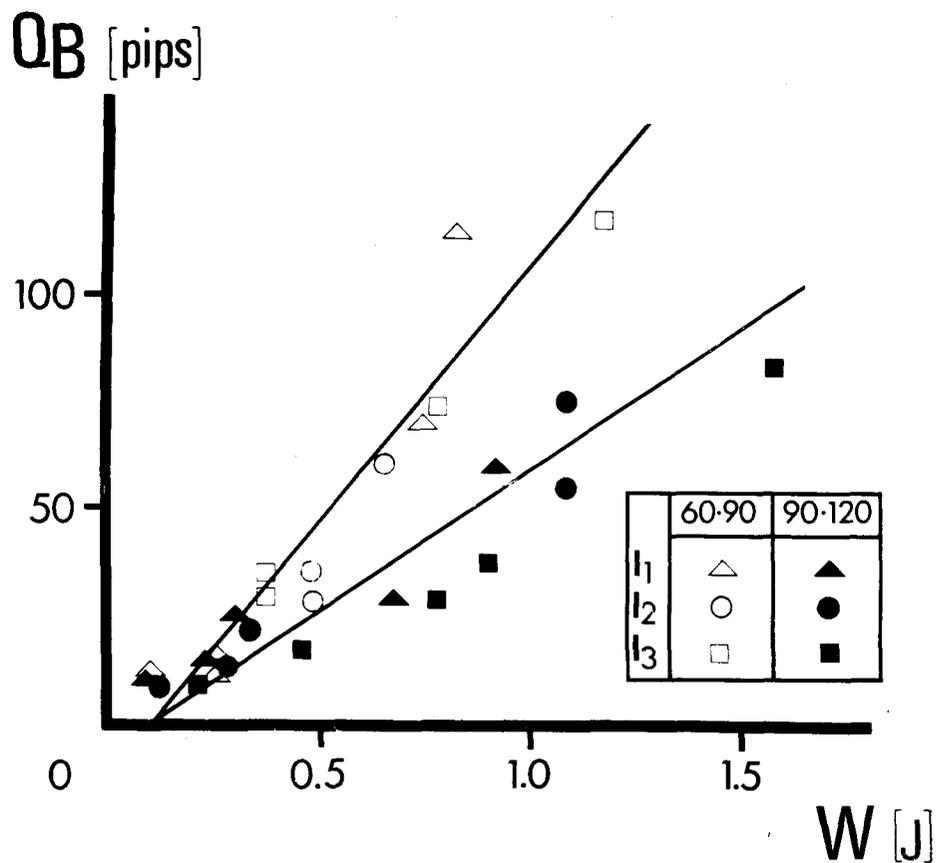
Q_B : EMG intégré du biceps (en pips)
 W : travail mécanique (en joules)



III - EFFET DE LA POSITION INITIALE ET DE L'AMPLITUDE DU MOUVEMENT SUR LA RELATION Q_B-W

Quelle que soit la position de l'articulation au début du mouvement, les résultats font apparaître, pour une amplitude de 30° , l'existence de relations linéaires entre l'EMG intégré du biceps et le travail mécanique ($0.86 < r < 0.95$ pour $N = 45$). La pente de la relation varie selon la position initiale : elle est plus faible lorsque les mouvements sont effectués à partir d'un angle de flexion de 90° qu'à partir d'un angle de 60° (v. fig.28). Cette différence, testée par le t de STUDENT-FISCHER est nettement significative ($4.4 < t < 6.3$ pour $N = 90$).

Par contre, si l'amplitude du mouvement est doublée (60°), les résultats sont, dans la plupart des cas, très dispersés et il devient très difficile de conclure sur l'allure de la relation Q_B-W . A ce propos, il faut noter que les sujets utilisés dans cette expérimentation n'étaient pas spécialement entraînés à effectuer ces mouvements de grande amplitude, contrairement aux mouvements de faible amplitude.



- Fig.28 -

Relation entre l'EMG intégré et le travail mécanique : effet de la position de départ.

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet dans trois conditions d'inertie et pour deux positions de départ (60° et 90°). Les droites de régression de Q_B en W sont indiquées ($r = .95$).

Q_B : EMG intégré du biceps (en pips)
 W : travail mécanique (en joules)



D - DISCUSSION

Les différentes relations entre l'EMG intégré et des variables mécaniques examinées ici confirment certains résultats fragmentaires de la littérature et complètent certaines données, notamment celles de BIGLAND et LIPPOLD (1954) concernant la relation EMG intégré-Vitesse. De plus l'examen simultané de ces relations au cours d'une même expérimentation permet de montrer qu'elles ne sont pas indépendantes les unes des autres.

Nous axerons la discussion sur l'appréciation du niveau d'excitation du muscle à partir de la valeur de l'EMG intégré. A cet effet, nous analyserons les interdépendances entre les relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques afin de dégager le caractère de consistance de ces relations et de déterminer parmi elles une relation pertinente. L'interprétation des résultats en termes de composante contractile et élastique sera envisagée au chapitre V.

I - ANALYSE DES INTERDEPENDANCES ENTRE LES DIFFERENTES RELATIONS

Les différentes relations entre l'EMG intégré et des variables mécaniques mises en évidence dans ce chapitre 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). De même, la relation entre l'EMG intégré et l'accélération peut être considérée comme l'expression d'une relation entre l'EMG intégré et la force puisque force et accélération sont liées par une relation mathématique résultant de l'application d'un théorème de mécanique (v. page 26).

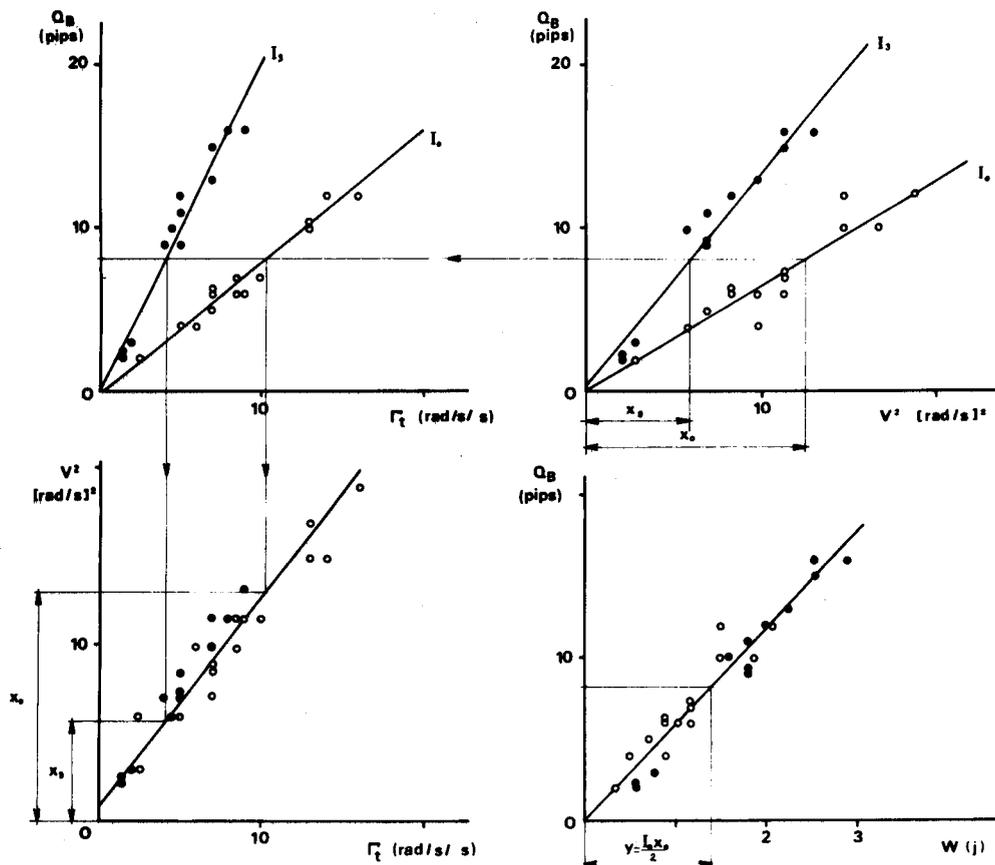
Par contre, c'est l'existence d'une relation purement biomécanique entre les valeurs maximales de la vitesse (V) et de l'accélération (Γ_t) qui fait que la relation entre l'EMG intégré et la vitesse d'une part et celle entre l'EMG intégré et l'accélération d'autre part, s'impliquent l'une l'autre.

1 - Etude des interdépendances pour un type de mouvement donné

Sur la figure 29 nous avons représenté les différentes relations entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et Γ_t , V^2 et W et

la relation $V^2 = f(\Gamma t)$ qui est une expression de la relation curviligne $V = f(\Gamma t)$. Les différents graphiques sont construits à partir des valeurs individuelles obtenues au cours d'une expérience se rapportant à des mouvements à arrêt par visée exécutés dans deux conditions d'inertie, sans surcharge (I_0) et avec une surcharge de 3 kg (I_3). Comme le montre la figure 29, les quatre relations ne sont pas indépendantes. En effet, $Q = f(V^2)$ implique $Q = f(\Gamma t)$ compte tenu de $V^2 = f(\Gamma t)$. 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 $V^2 = f(\Gamma t)$ en passant intermédiairement par la relation $Q = f(\Gamma t)$. En outre, aux deux valeurs de V^2 ne correspond qu'une seule valeur de W . On remarquera aussi la linéarité des relations $Q = f(V^2)$, $V^2 = f(\Gamma t)$, $Q = f(W)$ et $Q = f(\Gamma t)$ dont les coefficients de corrélation sont compris entre .93 et .98.

Pour ne pas surcharger la figure, nous n'avons pas représenté la relation $Q = f(F_{\max})$, liée à $Q = f(\Gamma t)$ par une relation $F_{\max} = f(\Gamma t)$. Cette dernière relation étant linéaire (v. fig. 21), il apparaît que le maximum de force doit survenir pour une valeur α de l'excursion angulaire sensiblement identique d'un mouvement à l'autre, ou encore que les variations de α se situant près de 90° , celles-ci sont sans grande influence sur la valeur de F_{\max} . Bien que les valeurs de α trouvées expérimentalement ne soient pas trop dispersées, nous opterons pour la seconde solution qui a l'avantage d'être simple tout en rendant compte du phénomène.



- Fig.29 -

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

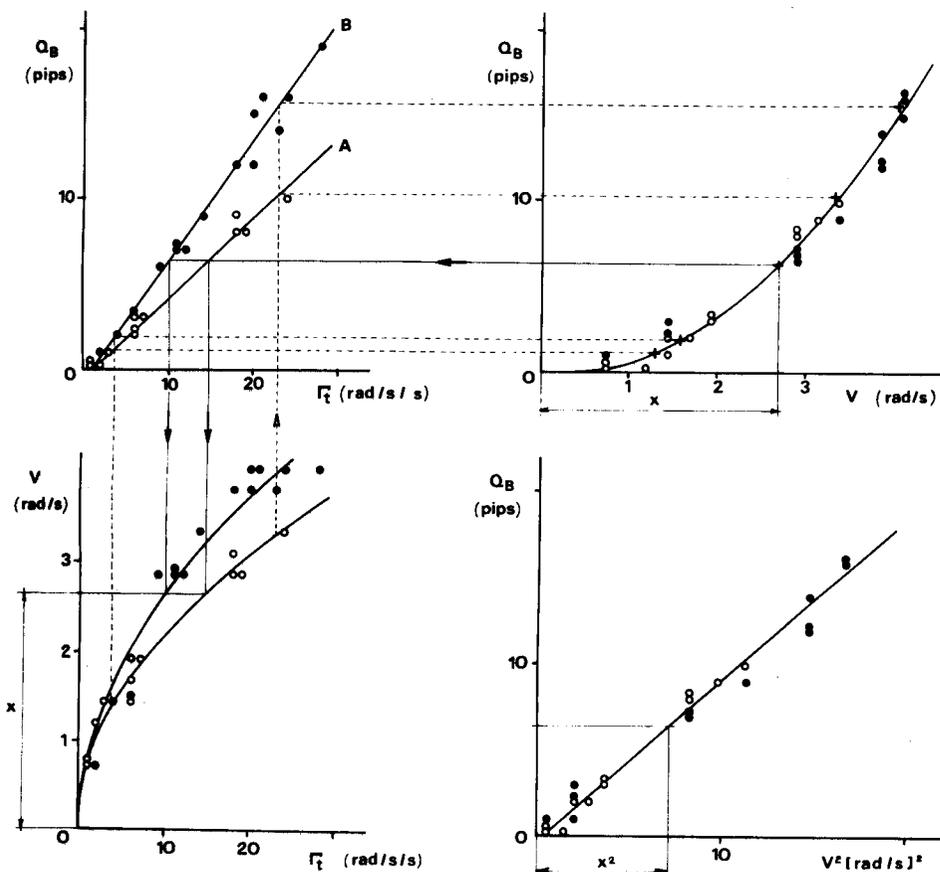
Explications dans le texte.



2 - Influence du type de mouvement

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 par visée 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 par visée, 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 par visée est telle que le sujet puisse atteindre la même accélération maximale que lors d'un mouvement de percussion, tout en mettant en jeu une activité myoélectrique 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, il faut donc admettre que pour atteindre un même maximum de vitesse, l'activité électrique développée par le muscle doit être la même. La différence observée entre les deux types de mouvements pour la relation EMG intégré-



- Fig. 30 -

Effet du type de mouvement sur les relations entre l'EMG intégré et les grandeurs biomécaniques.

Les graphiques ont été réalisés à partir des résultats obtenus sur un sujet dans une condition d'inertie (masse additionnelle : 2 kg). On a considéré simultanément le cas des mouvements à arrêt par visée (A) et par percussion (B).



$\int t$ 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.

On peut montrer ici aussi que les diverses relations étudiées ne sont pas indépendantes, pour les deux types de mouvements et une inertie donnée. A cet effet, nous avons regroupé sur la figure 30 les relations entre l'EMG intégré du biceps (Q_B) et $\int t$, V et V^2 et la relation $V = f(\int t)$ à partir desquelles l'explication donnée pour la figure 29 peut être reprise.

3 - Consistance des différentes relations

De l'analyse qui précède, il ressort que la consistance des différentes relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques est indéniable. En effet, ces relations sont reproductibles à un coefficient près, d'un sujet, d'un examen et même d'une condition expérimentale à une autre. D'autre part, elles sont relativement peu dispersées, comme l'attestent les valeurs élevées des coefficients de corrélation, à l'exception des cas où l'amplitude du mouvement est relativement importante. Cette faible dispersion se retrouve quelles que soient les situations expérimentales (inertie ou charge, position de départ pour une même amplitude, valeur de la vitesse atteinte, nature de l'arrêt du mouvement). Enfin, dans la mesure où elles sont toutes compatibles entre elles, on peut admettre qu'il existe une cohérence certaine entre les différentes relations.

Il en résulte que la valeur intégrée de l'électromyogramme global peut être considérée, dans nos conditions expérimentales tout au moins, comme un bon indice du niveau d'excitation du muscle. Une preuve directe de cette assertion a d'ailleurs été apportée par BOUISSET et MATON (1972) qui ont montré, dans les mêmes conditions expérimentales, l'existence d'une relation linéaire entre les valeurs intégrées de l'EMG de surface et d'échantillons représentatifs de l'EMG intramusculaire. Cette proportionnalité signifie selon toute vraisemblance que l'activité des fibres musculaires superficielles - que détectent préférentiellement les électrodes de surface (BUCHTHAL et coll., 1957 a et b ; ROSENFALCK, 1969)- est représentative de l'activité de l'ensemble des fibres impliquées dans la contraction considérée. Une telle interprétation est parfaitement compatible avec les données selon lesquelles les fibres d'une même unité motrice sont largement dispersées dans le muscle (KRNJEVIC et MILEDI, 1958).

II - LA RELATION PERTINENTE

1 - Mise en évidence

Puisqu'il est possible d'obtenir diverses relations entre l'EMG intégré et des grandeurs biomécaniques qui s'impliquent mutuellement, on doit se demander quelle est la relation pertinente, c'est-à-dire la relation qui est la moins affectée par les conditions d'exécution du mouvement. D'un point de vue physiologique, on peut penser, a priori, à la relation linéaire entre l'EMG intégré et la force musculaire. En effet, cette proportionnalité a été aussi mise en évidence dans des conditions isométriques et depuis LIPPOLD (1952), confirmée par de nombreux auteurs. Ce caractère de linéarité reste valable dans un domaine de variations de la force important, même si, en définitive, la relation doit être considérée dans son ensemble comme curvilinéaire (v. BOUISSET, 1973). De plus, cette relation s'interprète très aisément en termes de recrutement spatial et temporel d'unités motrices. Cependant, il apparaît au vu des présents résultats expérimentaux 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 d'arrêt du mouvement. Par contre, la relation entre l'EMG intégré (Q) et le travail mécanique (W) est la seule relation à n'être affectée ni par l'inertie ou la charge, ni par le type d'arrêt du mouvement. On peut donc raisonnablement considérer qu'elle constitue la relation pertinente au point de vue physiologique.

L'existence de cette relation pertinente amène à poser 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.

Cependant, comme l'a remarqué RALSTON (1961), les relations linéaires EMG intégré-force et EMG intégré-vitesse de BIGLAND et LIPPOLD (1954) pourraient laisser prévoir une relation linéaire entre l'EMG intégré et la puissance (au sens physique du terme : produit de la force par la vitesse). En fait, la discordance n'est qu'apparente car BIGLAND et LIPPOLD (1954) considèrent l'EMG intégré par unité de temps. Compte tenu du fait que la puissance est le travail par unité de temps, les résultats de ces auteurs constituent donc en fait une expression différente de la relation EMG intégré-travail mécanique. Pour cette raison, comme pour d'autres analysées par RALSTON (1961), il semble qu'il faille abandonner l'éventualité de l'existence d'une relation entre l'EMG intégré et la puissance mécanique.

En définitive, cette relation Q-W apparaît comme très générale. Mise en évidence à l'origine sur le triceps par évaluation du coût électrique d'un travail dynamique (SCHERRER et coll., 1957), cette relation a été retrouvée notamment sur le muscle abducteur de l'index (BERGSTROM, 1959) et sur les muscles respiratoires au cours de l'inspiration normale (DELHEZ et coll., 1965 ; VILJANEN, 1967). Enfin, dans des conditions proches de celles de la présente expérimentation, des relations linéaires entre Q et W ont été obtenues pour le biceps et le triceps travaillant contre de faibles inerties, au cours de mouvements isolés (GOUBEL, 1967 ; GOUBEL et BOUISSET, 1967) ou de va-et-vient (CNOCKAERT, 1972).

2 - Conditions de validité

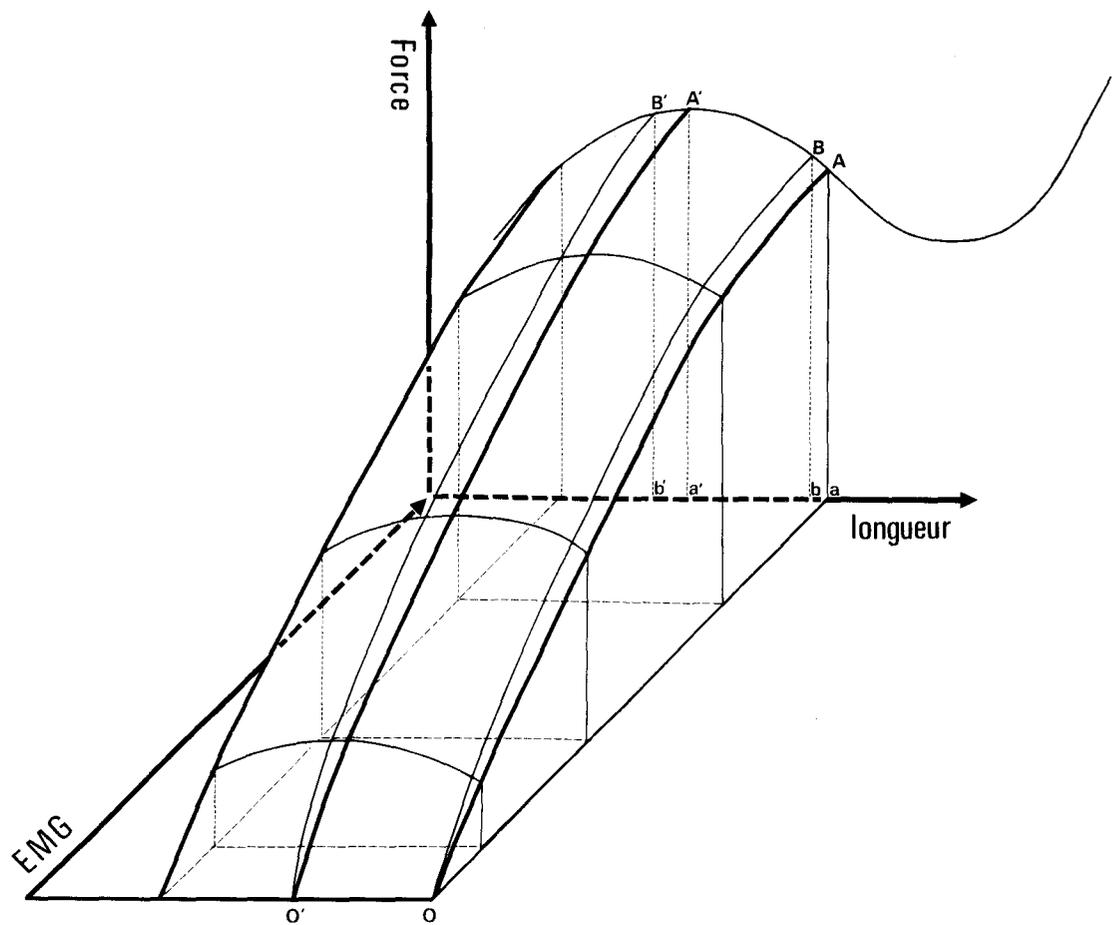
Bien que la relation EMG intégré-travail mécanique apparaisse comme très générale, on ne doit pas écarter l'éventualité d'une altération de son caractère de linéarité dès lors que seraient modifiées certaines des présentes conditions expérimentales.

Ainsi, le fait que le décours temporel du niveau d'excitation soit sensiblement identique d'un mouvement à l'autre paraît, au vu des résultats, constituer une des conditions essentielles de validité de la proportionnalité Q-W.

On sait, en effet, que pour un niveau d'excitation donné, la force développée par un muscle dépend de sa longueur. Dans le cas du fléchisseur équivalent, cette dépendance se traduit par une courbe force-longueur qui présente un maximum pour un angle

de flexion de 90° (PERTUZON, 1972). Compte tenu de l'existence de cette relation, il est aisé d'envisager l'éventualité d'une notable dispersion de la relation Q-W dans diverses conditions expérimentales puisque le travail mécanique est égal à l'aire délimitée par les valeurs instantanées de la force et de la longueur (v. fig. 31). Ainsi, l'absence de dispersion pour des mouvements de faible amplitude peut s'expliquer par le fait que la force exercée atteint son maximum pour un raccourcissement très faible du muscle qui est plus ou moins constant, vraisemblablement du fait de la brièveté de la contraction. Il n'en est plus nécessairement de même lorsque l'amplitude est plus importante : le maximum de force peut alors survenir pour des raccourcissements musculaires très différents et la manière dont il est atteint peut dès lors varier d'un mouvement à un autre, selon le décours temporel de l'EMG. Cette éventualité se présente vraisemblablement pour des mouvements de grande amplitude auxquels nos sujets n'étaient pas entraînés. Dans ce cas, si l'on considère différents mouvements présentant le même niveau global d'excitation, à une valeur donnée de Q pourront correspondre différentes valeurs de W puisque d'un mouvement à l'autre les décours temporels de la force et de la longueur peuvent varier notablement.

Le bien fondé de cette argumentation est renforcé par le fait que, pour des mouvements de faible amplitude (30°), la pente de la relation Q-W varie selon la longueur initiale du muscle : pour une même valeur de Q, le travail effectué est nettement plus important si le mouvement est effectué à partir d'un angle de flexion de 90° qu'à partir d'un angle de 60° (fig. 28).



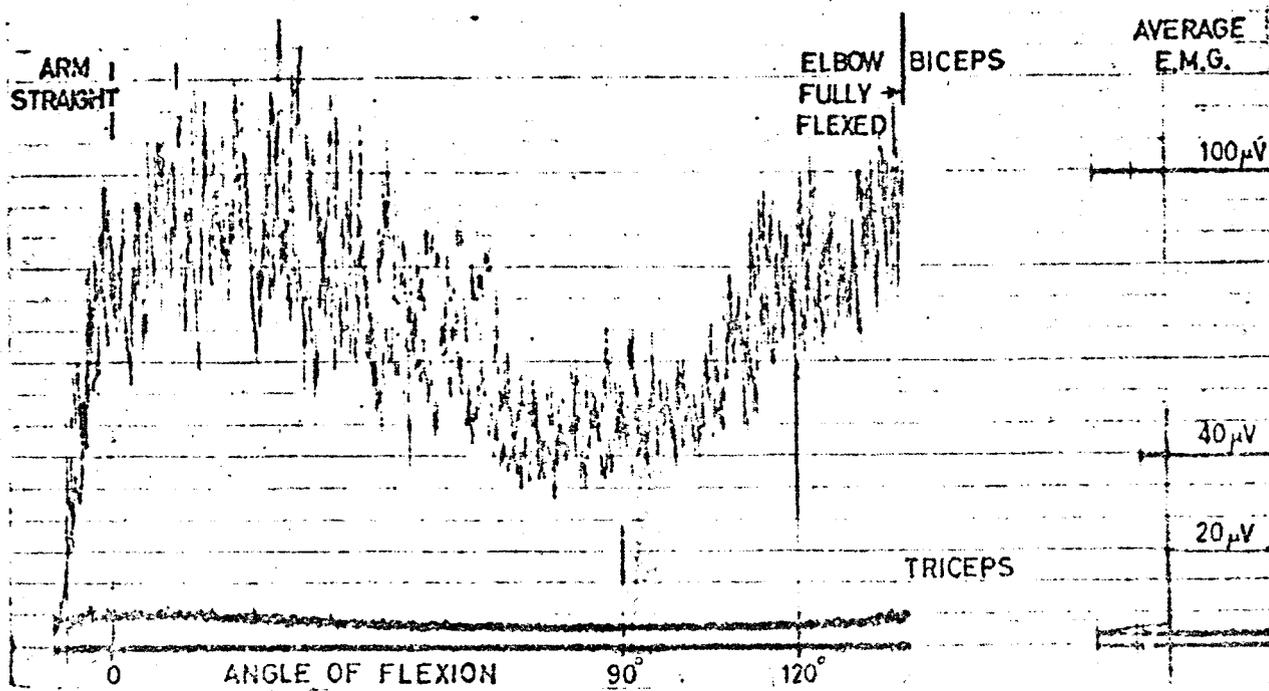
- Fig. 31 -

Représentation tridimensionnelle des variations de la force, de la longueur et de l'EMG du fléchisseur équivalent.

Le graphique a été établi à partir des données classiques concernant les relations force-longueur et EMG-force, établies dans des conditions statiques. Pour un mouvement de faible amplitude, effectué à partir d'un angle de 60° ou de 90° , les variations de force et de longueur se situent respectivement à l'intérieur d'un volume $OaABb$ ou $O'a'A'B'b'$ qui est suffisamment restreint pour ne pas permettre des variations notables dans l'aire délimitée par les valeurs instantanées de la force et de la longueur. Pour un mouvement de grande amplitude, la force maximum n'étant plus développée pour un faible raccourcissement du muscle, les variations de force et de longueur se situent à l'intérieur d'un volume beaucoup plus important. Pour une même valeur de l'EMG intégré, l'aire délimitée par les valeurs instantanées de la force et de la longueur peut donc varier notablement d'une contraction à l'autre.

Ce résultat est en accord avec celui de BOTTOMLEY et coll. (1963) qui ont trouvé, pour un travail donné, l'existence d'une relation entre l'EMG et l'angle de flexion présentant un minimum vers 80-90° (v. fig. 32). Même si l'effet éventuel de forces élastiques de rappel ne peut être exclu, l'élément d'explication essentiel réside selon toute vraisemblance dans la forme de la courbe force-longueur du fléchisseur équivalent. D'après cette courbe, pour le même niveau d'excitation, la force développée est plus grande près de 90° que près de 60°. Comme la variation de longueur est approximativement la même dans les deux cas, pour une même valeur de Q_B , le travail fourni sera plus important pour un angle de départ de 90°. Ainsi, la dépendance de la force musculaire vis à vis de la longueur se trouve être confirmée même pour des positions proches de celle correspondant au maximum de force.

La linéarité de la relation Q-W peut aussi être considérée - ainsi que l'a suggéré BERGSTRÖM (1959) - comme la conséquence de l'existence d'une régulation entraînant une proportionnalité stricte entre l'EMG intégré - c'est-à-dire une expression de l'énergie électrique débitée par le muscle - et le travail mécanique fourni. Or, la gradation de la contraction musculaire peut ici s'effectuer essentiellement par deux mécanismes : un accroissement du nombre d'unités motrices actives (recrutement spatial) et une augmentation de la fréquence de décharge de ces unités (recrutement temporel). 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 le travail mécanique. Une telle interprétation ne peut se justifier évidemment



- Fig. 32 -

Variation de l'EMG en fonction de l'angle de flexion
 (d'après BOTTOMLEY et coll., 1963)

en ordonnée : valeur moyenne de l'EMG,
 en microvolts (r.m.s.)
 en abscisse : angle de flexion, en degrés.



que dans la mesure où l'électromyogramme de surface constitue un reflet fidèle de l'électromyogramme intramusculaire ce qui a été établi dans la limite des présentes conditions expérimentales (BOUISSET et MATON, 1972). Toutefois, en considérant des valeurs de travail mécanique plus importantes - obtenues en explorant des gammes de vitesse et d'inertie beaucoup plus étendues - il ne faudrait pas exclure l'éventualité de variations dans les modalités de la mise en jeu des unités motrices. En effet, on peut admettre que le phénomène de synchronisation soit seul susceptible de rendre compte de l'augmentation de l'intensité de la contraction dès lors que les possibilités de recrutement spatio-temporel des unités motrices seraient épuisées. Dans ces conditions, on ne peut exclure l'éventualité d'une modification de la structure du signal EMG de surface qui pourrait se traduire, pour des valeurs élevées de travail mécanique, par une non linéarité de la relation Q-W.

Enfin, dans le cas d'un travail mécanique important, il faudrait aussi s'assurer que l'activité des muscles antagonistes n'est pas partiellement concomitante de celle des muscles agonistes : la valeur de la vitesse serait alors sous-estimée et la relation Q-W pourrait présenter de ce fait une allure curvilinéaire.

III - CONCLUSION

De l'analyse des interdépendances entre les différentes relations liant l'EMG intégré aux grandeurs biomécaniques, il ressort que l'électromyogramme de surface - et plus précisément sa valeur intégrée - constitue un bon indice du niveau d'excitation du muscle.

Puisque la relation EMG intégré (Q) - travail mécanique (W) est pertinente et présente un caractère de généralité indéniable, elle peut être utilisée pour apprécier quantitativement le niveau d'excitation du muscle.

En outre, si l'on admet que l'activité des fibres musculaires proches de la surface constitue bien un échantillon représentatif de celle de l'ensemble des fibres actives dans l'acte moteur considéré, la relation Q-W implique une proportionnalité entre le travail mécanique et les deux facteurs essentiels de gradation de la contraction musculaire : l'augmentation du nombre des unités motrices actives et l'augmentation de la fréquence de leur décharge.

CHAPITRE III

LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE

- CHAPITRE III -

LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE

| | |
|---|----|
| A - <u>INTRODUCTION</u> | 82 |
| I - METHODES DE DETERMINATION DES CARACTERISTIQUES DE LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE | 83 |
| II - ANALYSE DES RESULTATS | 85 |
| III - APPLICATION AU MUSCLE HUMAIN EN CONTRACTION SOUS-MAXIMALE | 88 |
| B - <u>TECHNIQUES ET PROTOCOLES</u> | 90 |
| I - MESURE DE LA DETENTE DE LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE | 90 |
| 1 - Méthode de quick-release | 90 |
| a - description du système mécanique | 90 |
| b - détection et enregistrement des variables mécaniques et électro- myographiques | 91 |
| c - protocole | 92 |
| 2 - Méthode dynamique | 93 |

| | |
|--|-----|
| II - MESURE DE L'ETIREMENT DE LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE (METHODE DES LATENCES) | 95 |
| 1 - Principe | 95 |
| 2 - Technique | 95 |
| 3 - Protocole | 96 |
| | |
| C - <u>RESULTATS</u> | 97 |
| | |
| I - METHODE DE QUICK-RELEASE | 97 |
| 1 - Allure des tracés expérimentaux et technique de calcul | 97 |
| 2 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent | 98 |
| | |
| II - METHODE DYNAMIQUE | 100 |
| 1 - Description et interprétation des tracés obtenus | 100 |
| 2 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent | 101 |
| | |
| III - METHODE DES LATENCES | 102 |
| 1 - Technique de dépouillement | 102 |
| 2 - Relation entre la vitesse de contraction et la durée de la phase isométrique | 103 |
| 3 - Relation entre la durée de la phase isométrique et la charge soulevée | 103 |
| 4 - Influence de la compliance additionnelle | 104 |
| 5 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent | 104 |

| | |
|--|-----|
| D - <u>DISCUSSION</u> | 107 |
| I - LA RELATION COMPLIANCE-FORCE DU FLECHISSEUR EQUIVALENT | 107 |
| 1 - Validité des différentes méthodes | 107 |
| a - méthode de quick-release et méthode dynamique | 107 |
| b - méthode des latences | 109 |
| 2 - Comparaison des différents résultats concernant le fléchisseur équivalent | 111 |
| 3 - Application de la relation compliance- force à l'évaluation de l'énergie potentielle élastique | 113 |
| II - INTERPRETATION DE LA RELATION COMPLIANCE-FORCE PAR RAPPORT AUX DONNEES CLASSIQUES DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE | 115 |
| 1 - La relation compliance-force et la longueur du muscle | 115 |
| 2 - La relation compliance-force et le problème de la localisation de l'élasticité | 116 |
| III - CONCLUSION | 119 |

A - INTRODUCTION

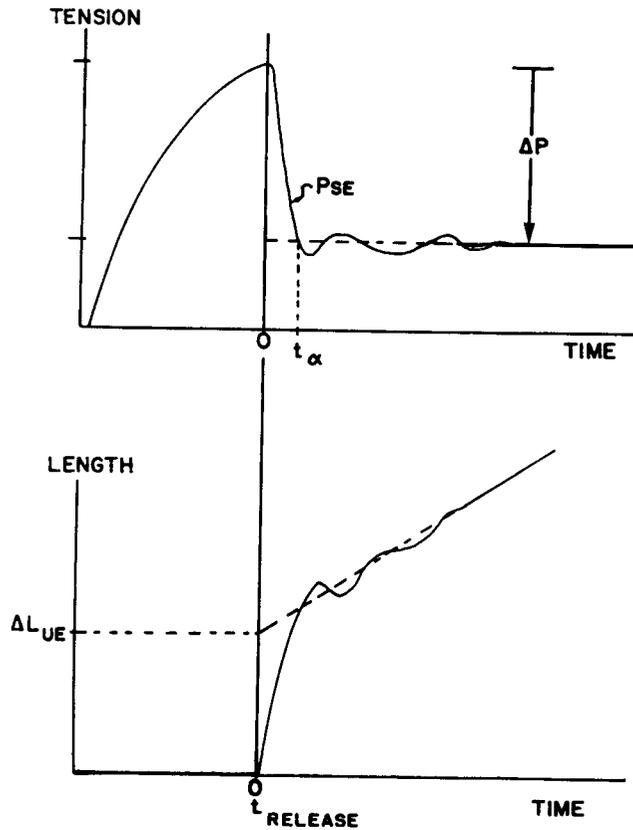
Dans ce chapitre, nous nous proposons d'examiner les caractéristiques de la composante élastique série du fléchisseur équivalent en étudiant le rapport entre sa variation de longueur (Δl) et la variation de force contractile (ΔF) qu'elle transmet, c'est-à-dire la compliance dynamique ($\Delta l/\Delta F$).

Outre son intérêt théorique certain, cette étude a l'avantage de permettre l'appréciation du stockage d'énergie potentielle élastique au cours du mouvement. La quantité d'énergie stockée est très intéressante à connaître car on sait que l'énergie potentielle accumulée dans la composante élastique série peut être restituée et, de ce fait, jouer un rôle physiologique appréciable dans l'exécution du mouvement (v. notamment HILL, 1951 ; MARGARIA, 1968 ; CAVAGNA, 1969 ; CNOCKAERT, 1972).

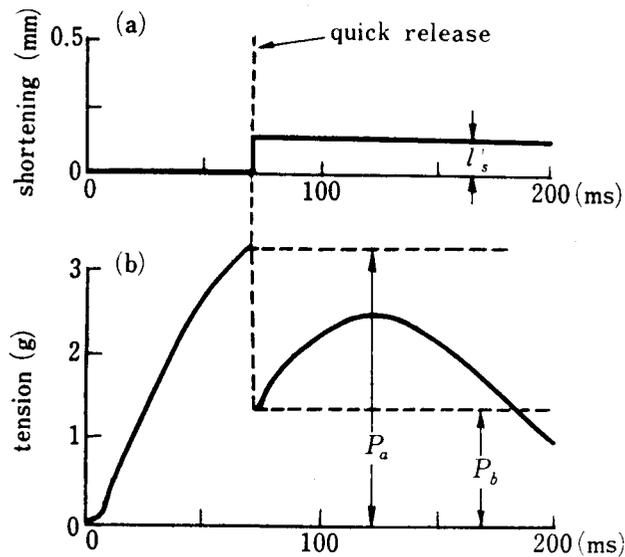
Après avoir exposé les méthodes habituellement employées pour déterminer la compliance dynamique, nous dégagerons d'une analyse des résultats les caractéristiques générales de cette compliance. Enfin, nous envisagerons l'application de ces méthodes à nos conditions expérimentales.

I - METHODES DE DETERMINATION DES CARACTERISTIQUES DE LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE

Une analyse de la littérature montre que deux sortes de méthodes sont habituellement utilisées pour étudier les caractéristiques de la composante élastique-série. La première consiste à relâcher brusquement un muscle préalablement maintenu dans un état de contraction isométrique. La mesure est donc effectuée au cours du raccourcissement des éléments élastiques : on dit généralement qu'il s'agit d'une mesure de "détente élastique". Sur le muscle isolé, deux situations expérimentales sont ordinairement envisagées (v. fig. 33), le relâchement étant obtenu, soit par réduction de la charge imposée au muscle ("quick release" : v. notamment WILKIE, 1956 ; JEWELL et WILKIE, 1958 ; BAhLER, 1967 ; PARMLEY et SONNENBLICK, 1967 ; MASHIMA et KUSHIMA, 1971) soit par le raccourcissement du muscle d'une certaine valeur ("controlled release" : v. notamment HILL, 1950, 1953 ; HUXLEY et SIMMONS, 1970 ; BLANGE et coll., 1972). Dans le premier cas, on décrit une première phase de variation de longueur (Δl) que l'on associe à la réduction de la charge (ΔF) et dans le second cas c'est la chute brutale de la tension musculaire (ΔF) que l'on associe au raccourcissement imposé (Δl). D'après le modèle de HILL (1938), ces variations précoces sont attribuables uniquement à la composante élastique-série qui est peu amortie.



Réduction (ΔP) de la charge imposée au muscle. La compliance s'exprime par le rapport $\Delta L_{UE}/\Delta P$ (d'après BAHLER, 1967).



Raccourcissement du muscle d'une certaine valeur ($l's$). La compliance s'exprime par le rapport $l's/P_a - P_b$ (d'après AKAZAWA et coll., 1969)

- Fig. 33 -



Techniques de mesure de la "détente élastique".

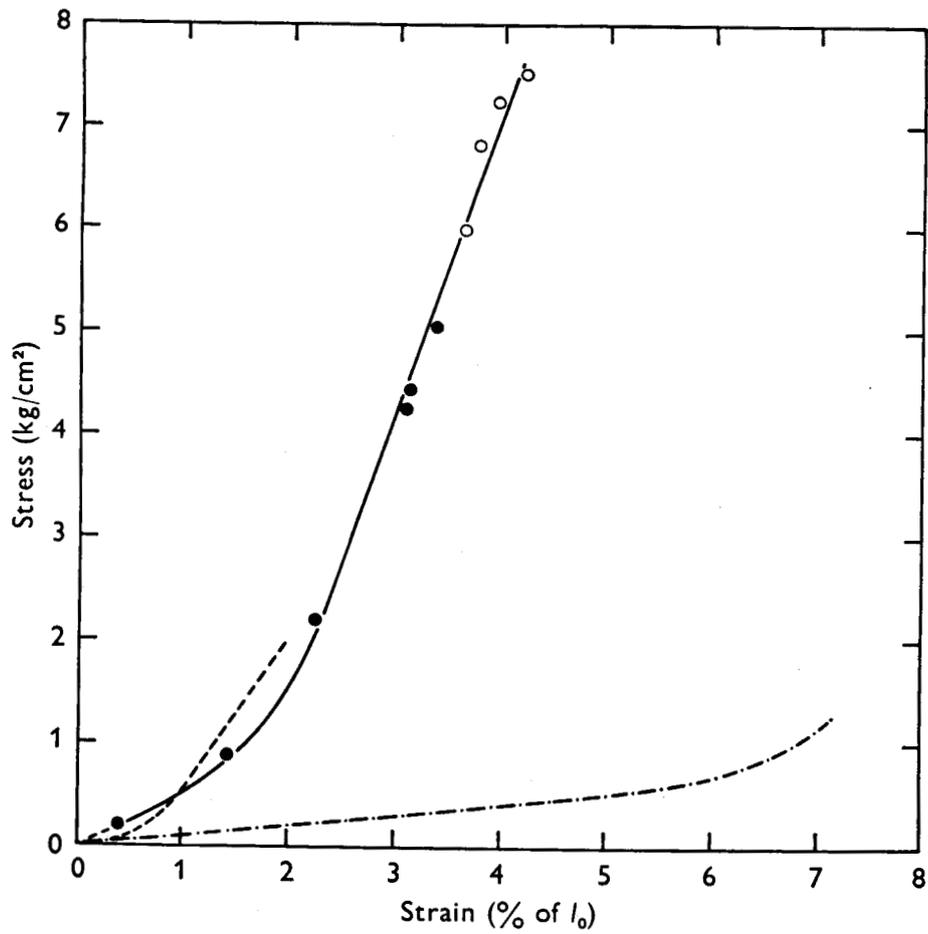
La seconde méthode consiste à enregistrer la variation de la force musculaire (F) en fonction du temps (t) au cours d'une contraction isométrique maximale. Si l'on admet l'existence d'une relation force-vitesse instantanée valable dans des conditions isotoniques et isométriques, l'élasticité musculaire peut être évaluée selon la formule :

$$\frac{\Delta l}{\Delta F} = \frac{\Delta l}{\Delta t} \cdot \frac{\Delta t}{\Delta F} = u_c \cdot \frac{\Delta t}{\Delta F}$$

u_c - vitesse de raccourcissement de la composante contractile - étant calculé à partir d'une relation force-vitesse isotonique déterminée préalablement (v. HILL, 1949 ; WILKIE, 1950 ; JEWELL et WILKIE, 1958 ; MAC CROREY et coll., 1966 ; PARMLEY et coll., 1970). Avec cette méthode la mesure est donc effectuée au cours de l'étirement des éléments élastiques.

II - ANALYSE DES RESULTATS

Quelle que soit la méthode utilisée, les résultats sont exprimés soit en terme de rigidité ("stiffness" : $\Delta F/\Delta l$), soit en terme de compliance ou extensibilité ($\Delta l/\Delta F$) et les relations traduisant la variation de l'un ou l'autre de ces coefficients d'élasticité se présentent sous forme de courbes tension-extension ("load-extension" : $F = f(l)$ ou de courbes stress-strain (stress = F/cm^2 ; strain = $\Delta l/l$). Même s'il existe une très importante variation des pentes des courbes tension-extension ou stress-strain selon le muscle considéré et la méthode utilisée (v. CLOSE, 1972), il apparaît que la majorité des auteurs décrivent des relations compliance-force non linéaires, la compliance diminuant lorsque la force augmente (v. fig. 34). Ce résultat est observé tant sur la fibre isolée (BUCHTHAL et KAISER, 1944) que sur le muscle strié squelettique (HILL, 1953), le muscle cardiaque (SONNENBLICK, 1964), et même le muscle humain, tout au moins dans le cas de la contraction maximale (WILKIE, 1950). Il s'agit là d'une caractéristique de l'élasticité de nombreux tissus biologiques décrite depuis longtemps sur le muscle étiré passivement (BLIX, 1893). On notera cependant que les structures élastiques mises en jeu ne sont pas les mêmes dans les deux cas et que la compliance dynamique - c'est-à-dire celle de la composante élastique série - est nettement plus faible que la compliance du muscle étiré passivement - c'est-à-dire celle de la composante élastique parallèle (quatre à cinq fois pour WILKIE, 1950 ; deux à trois fois pour BUCHTHAL et ROSENFALCK, 1957).



- Fig. 34 -

Courbes stress-strain pour différents muscles
(d'après CAVAGNA, 1970)

traits pleins : gastrocnémien de grenouille
tirets : sartorius de grenouille
tirets-pointillés : gracilis anticus de rat



En reprenant d'anciens résultats de PETIT (1931) - obtenus à l'aide d'une méthode analogue à un quick-release, mise au point par BOUCKAERT et coll. (1930) - AUBERT (1955) a pu montrer que le diagramme tension-extension de l'élastique-série pouvait être assimilé à une exponentielle. L'auteur précisait bien qu'il serait absurde de penser qu'il s'agit d'une exponentielle exacte puisque le raccourcissement devrait être infini quand la force devient nulle (AUBERT, 1956). Pour JEWELL et WILKIE (1958) la courbe tension-extension est d'abord exponentielle puis linéaire, ce qui signifie qu'au delà d'un certain seuil de force la compliance serait constante. Ce résultat, obtenu sur le gastrocnémien de grenouille a été retrouvé sur d'autres muscles (v. WELLS, 1965) mais ne semble pas généralisable à tous les muscles comme semblent le prouver notamment les résultats de SONNENBLICK (1964), BAHLER (1967) et JOYCE et RACK (1969).

Dans les conditions habituelles de leur détermination, les courbes tension-extension ne concernent que des valeurs de force ne dépassant pas la force isométrique maximale. Or, dans certains cas, un muscle actif peut être étiré par une force supérieure à sa force isométrique et emmagasiner de l'énergie élastique qui sera utilisée par la suite (MARGARIA, 1968). Dans le but d'évaluer cette énergie potentielle, il peut être intéressant de connaître la valeur du coefficient d'élasticité dans ces conditions particulières (CAVAGNA et coll., 1968). Les résultats obtenus par CAVAGNA (1970) montrent qu'au delà de la force isométrique la pente de la courbe stress-strain ne varie pas, ce qui signifie que la compliance reste constante.

Enfin, il apparaît que la composante élastique-série est réellement peu amortie (moins de 200 dynes/cm/s pour HILL, 1950 ; environ 300 dynes/cm/s pour BAhLER, 1967) puisque la vitesse à laquelle le "controlled release" est effectué a peu d'influence sur la valeur du coefficient d'élasticité (HILL, 1950).

En conclusion, il semble que même si l'on observe des différences dans la forme exacte de la courbe tension-extension selon la méthode utilisée ou le muscle considéré, on note toujours une diminution de la compliance lorsque la force augmente, la compliance tendant vers une valeur stable aux environs de la force isométrique maximale. De plus, il apparaît que la compliance de la composante élastique-série d'un muscle actif est nettement plus faible que celle d'un muscle étiré passivement. Enfin, la composante élastique-série présente un amortissement négligeable.

III - APPLICATION AU MUSCLE HUMAIN EN CONTRACTION SOUS-MAXIMALE

Si les différentes méthodes d'évaluation de l'élasticité musculaire exposées plus haut sont, en principe, applicables au muscle humain in situ, différents facteurs liés à la situation expérimentale (niveau d'excitation sous-maximal et variable, activités réflexes, participation de muscles antagonistes) conduisent à considérer l'application de ces méthodes mises au point sur le muscle isolé avec beaucoup de prudence et à les adapter aux exigences des présentes conditions expérimentales. Enfin, il s'avère nécessaire d'utiliser un assez grand nombre de techniques d'évaluation afin de pouvoir comparer les résultats et de s'assurer de leur validité.

C'est pourquoi nous nous proposons ici de déterminer la compliance du fléchisseur équivalent à l'aide de trois méthodes. La première est une méthode de quick-release. Comme on le verra en détail dans la discussion, cette méthode appliquée au muscle in situ présente un certain nombre de différences par rapport à celle décrite sur le muscle isolé ce qui, notamment limite son emploi à des niveaux de force élevés. Pour cette raison, nous avons considéré une seconde méthode basée, comme la première, sur la mesure de la détente élastique mais cette fois au cours du mouvement, après que le maximum de force - qui ne doit pas être nécessairement élevé - soit atteint (méthode "dynamique"). Enfin, la troisième méthode est basée sur la mesure de l'étirement de la composante élastique-série. C'est une application de la relation $\frac{\Delta l}{\Delta F} = u_c \cdot \frac{\Delta t}{\Delta F}$ déjà citée (v. page 84).

Etant donné les présentes conditions expérimentales et notamment la variation continue du niveau d'excitation, u_c ne peut pas être déterminé à partir de l'équation de HILL. On évalue donc indirectement sa valeur, au cours de contractions isométriques (méthode des "latences").

Après avoir exposé techniques et résultats, nous envisagerons une discussion portant sur l'interprétation des résultats obtenus par les différentes méthodes et leur application à l'évaluation de l'énergie potentielle élastique. Le problème de la restitution de cette énergie et son importance dans l'interprétation de la relation EMG intégré-travail mécanique en terme de travail contractile et élastique sera envisagé au chapitre V.

B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES

I - MESURE DE LA DETENTE DE LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE

1 - Méthode de quick-release

La technique du quick-release appliquée au muscle humain in situ consiste à faire développer au sujet une contraction isométrique et à libérer le segment durant la phase de maintien du couple statique. L'appareillage, utilisé ici pour le membre supérieur et décrit en détail par ailleurs (PERTUZON, 1972), constitue une version améliorée d'un dispositif antérieur (PERTUZON, 1968) et s'inspire de celui mis au point par FENN et coll. (1931) pour le membre inférieur.

a) description du système mécanique :

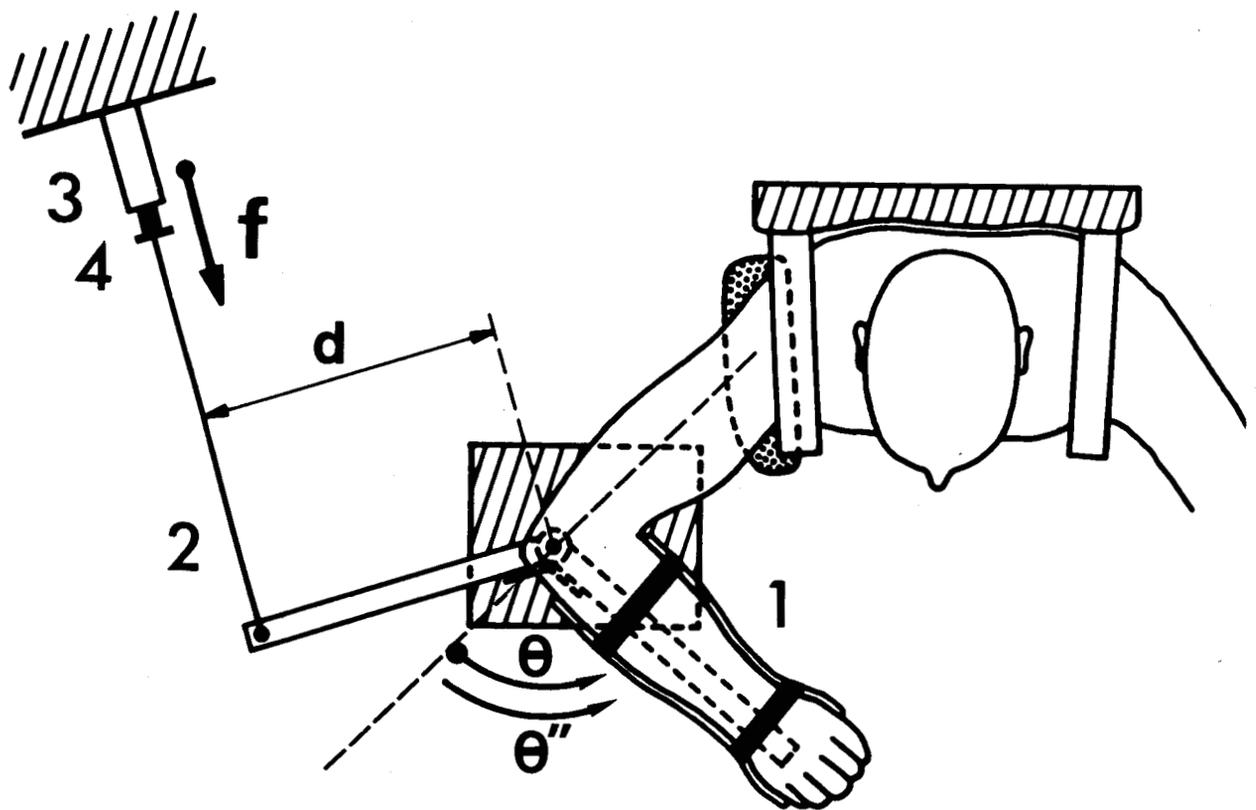
Les sujets sont assis. Le bras droit est horizontal ainsi que l'avant-bras qui est rendu solidaire d'une attelle moulée à sa forme. Cette attelle est fixée sur un levier métallique mobile dont l'axe de rotation vertical coïncide avec celui du coude. Un appui dorsal favorise la stabilité de l'épaule. La main est maintenue en semi-pronation et le poignet immobilisé dans l'attelle.

Un second levier, porté par le même axe de rotation est couplé au levier supportant l'attelle. Son extrémité est reliée

à un dynamomètre par un câble et on intercale entre le dynamomètre et le câble un électro-aimant alimenté par un générateur de courant continu. Seul l'entrefer de l'électro-aimant est relié au câble de traction (v. fig. 35). La force f mesurée par le dynamomètre à une distance d de l'axe de rotation peut être contrôlée à la fois par le sujet et par l'expérimentateur au moyen d'un galvanomètre. L'angle de couplage des deux leviers est réglable, ce qui permet de mesurer les couples isométriques de flexion ($f \cdot d$) pour différents angles de l'articulation du coude. Le circuit d'alimentation de l'électro-aimant peut être ouvert par l'expérimentateur, à l'insu du sujet. Il en résulte un mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras. Il n'y a pas de butée d'arrêt du mouvement, celui-ci se trouvant automatiquement limité par mise en jeu réflexe du muscle antagoniste.

b) détection et enregistrement des variables mécaniques et électromyographiques

Comme précédemment, à l'axe de rotation du système est assujéti un goniomètre qui mesure le déplacement angulaire (Θ) par rapport à l'extension complète du coude. Un accéléromètre, fixé en position tangentielle, permet de mesurer l'accélération angulaire Θ'' . A partir des valeurs de Θ et de Θ'' et connaissant certaines constantes biomécaniques, il est possible de calculer la force (F) et la longueur (l) du biceps considéré comme fléchisseur équivalent (v. page 25 et 26). La programmation des formules donnant F et l est effectuée sur la calculateur analogique fonctionnant on-line, ce qui permet d'obtenir un



- Fig. 35 -

Schéma du dispositif expérimental utilisé pour l'étude des mouvements de quick-release.

- (1) : avant-bras et attelle ; le levier support est représenté en tirets
- (2) : câble de traction
- (3) : dynamomètre
- (4) : électro-aimant
- Θ et Θ'' : angle de l'articulation et accélération angulaire



Le sujet développe un couple de flexion exprimé par le produit de la force de traction (f) et du bras de levier (d).

enregistrement continu de la force et de la longueur du fléchisseur équivalent (v. fig. 10).

Les activités électriques globales du biceps, du brachio-radialis (agonistes) et du triceps (antagoniste) sont détectées et amplifiées suivant la technique décrite au chapitre II. Les électromyogrammes et les différents phénomènes mécaniques sont simultanément enregistrés sur papier photodéveloppable par l'intermédiaire d'oscillographes à aimant mobile de fréquence appropriée. De plus, les signaux F et l sont stockés sur bande magnétique ce qui permet de reproduire sur une table traçante ou un oscilloscope les diagrammes force-longueur correspondant à chaque mouvement.

c) protocole :

Cinq sujets ont chacun fait l'objet de deux examens. Au cours d'un examen, six angles de départ allant de 30 à 105 degrés ont été envisagés. Pour chaque angle, quatre forces différentes étaient développées, de 20 à 60 p.100 de la force isométrique maximale préalablement déterminée (v. tableau V). Il était demandé aux sujets de développer une force telle que l'aiguille du galvanomètre de contrôle soit vis à vis d'un repère préalablement déterminé. Le sujet ne connaissait pas la valeur de la force correspondante et il lui était demandé de ne chercher ni à aider, ni freiner volontairement le mouvement déclenché par l'expérimentateur. Un temps de repos au moins égal à une minute était ménagé entre deux contractions successives afin d'éviter l'apparition de la fatigue (MONOD et SCHERRER, 1965).

| | Angle de départ (degrés) | | | | | |
|---------------|--------------------------|----|----|----|----|-----|
| | 30 | 45 | 60 | 75 | 90 | 105 |
| Force (kg) | 4 | 4 | 5 | 6 | 6 | 6 |
| | 6 | 8 | 10 | 12 | 12 | 12 |
| | 8 | 10 | 12 | 14 | 14 | 14 |
| | 10 | 12 | 15 | 16 | 16 | 16 |

- Tableau V -

Conditions d'angles de départ et de forces initiales des mouvements de quick-release.

Les forces sont développées perpendiculairement à l'avant-bras, à une distance de 20 cm de l'axe du coude. Trois mouvements sont exécutés dans chaque condition d'angle et de force.

2 - Méthode dynamique

La technique consiste à calculer la compliance de la composante élastique-série du fléchisseur équivalent au cours du mouvement sous-maximal contre inertie. Comme au chapitre précédent (v. page 54), les sujets ont à effectuer à des vitesses variables et dans un plan horizontal des mouvements isolés de flexion du coude contre différentes inerties. La main est maintenue

en semi-pronation et l'amplitude des mouvements est limitée, par visée d'un repère, à $\pm 15^\circ$ de part et d'autre de la position d'équilibre de l'articulation. Force (F) et longueur (l) du fléchisseur équivalent sont déduits, comme au paragraphe précédent, des valeurs de Θ et de Θ'' , et les calculs de F et l sont effectués à chaque instant par le calculateur analogique. On détecte aussi les EMG globaux du biceps et du triceps. Un oscilloscope bi-courbe permet l'enregistrement de la force F et de l'électromyogramme global du biceps en fonction de sa longueur l . Comme précédemment les différents phénomènes sont enregistrés sur papier photodéveloppable ou sur bande magnétique.

Trois sujets ont chacun fait l'objet de deux examens. Chaque examen comporte des séries de mouvements effectués à des vitesses variables, avec une masse additionnelle faible (3 kg) ou à vide (0 kg). Les sujets effectuent des mouvements à vitesse spontanée puis, sur indication de l'expérimentateur, à vitesse plus lente et plus rapide. Des séries de quinze mouvements sont exécutés pour chaque condition d'inertie. Pour le reste, l'ensemble du protocole est identique à celui des expérimentations décrites au chapitre II (v. page 56).

II - MESURE DE L'ETIREMENT DE LA COMPOSANTE ELASTIQUE-SERIE (METHODE DES LATENCES)

1 - Principe

On considère la phase isométrique qui précède un mouvement contre une charge et au cours de laquelle la force musculaire tend à égaler la force correspondant à cette charge. Pour une charge donnée, la durée de la phase isométrique, exprimée par la latence entre l'électromyogramme et le mécanogramme, est fonction de la vitesse de raccourcissement de la composante contractile. Un accroissement ΔP de la charge appliquée entraîne la nécessité d'une contraction plus intense de la composante contractile et donc d'un étirement supplémentaire (Δl) de la composante élastique-série. Dans ces conditions, pour une vitesse de contraction donnée, toute variation de durée Δt de la phase isométrique est liée à une variation de longueur Δl . Le rapport $\Delta t / \Delta P$ constitue donc une expression de la compliance musculaire dont on peut étudier les variations sous réserve de pouvoir estimer convenablement la durée de la phase isométrique et la vitesse de contraction.

2 - Technique

Le mouvement étudié, décrit en détail au chapitre I, est un mouvement isolé de flexion de l'avant-bras sur le bras droit, d'amplitude limitée, effectué dans un plan horizontal contre des charges. Les variables mécaniques (Θ , Θ' , Θ'') et électromyographiques (EMG-B, EMG-BR, EMG-T) sont détectées suivant

la technique habituelle (v. pages 20 et 49). Un soin particulier est apporté à l'amplification des électromyogrammes globaux des fléchisseurs afin de déterminer avec précision le début de l'activité musculaire. A cet effet, le second étage d'amplification (amplificateur ROCHAR) est réglé à son gain maximum (1000). Comme précédemment, les différents phénomènes sont enregistrés sur papier photodéveloppable.

3 - Protocole

Au cours d'un examen, les six sujets considérés ont exécuté des séries de mouvements contre cinq charges (0.5, 1, 2, 3 et 5 kg) se déplaçant à 43,5 cm de l'axe de rotation. Pour chaque condition de charge, le sujet effectuait au total cinq mouvements, à des vitesses variables. L'épreuve était ensuite répétée en intercalant dans le cable de traction un premier ressort de compliance connue (12 mm/kg), puis un second de compliance double (24 mm/kg). L'attention des sujets était attirée sur la nécessité d'une décontraction musculaire préalable, d'une exécution continue de chaque mouvement et du respect des limites fixées à l'excursion angulaire.

C - RESULTATS

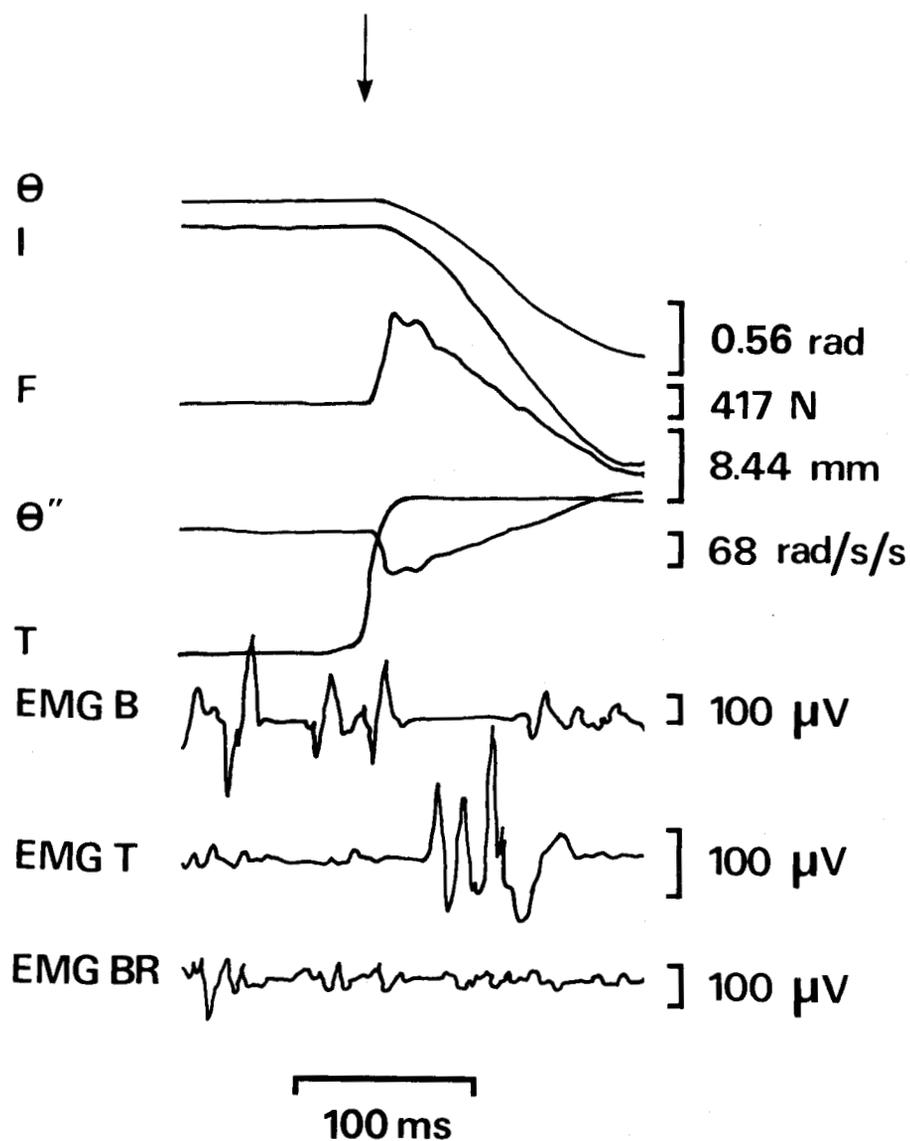
I - METHODE DE QUICK-RELEASE

1 - Allure des tracés expérimentaux et technique de calcul

Dans un mouvement de quick-release, la force développée par le muscle est maximale à l'instant du déclenchement et correspond au couple isométrique maintenu pendant l'effort statique. La figure 36 montre qu'en fait le tracé de force part d'une valeur nulle et atteint son maximum un court instant après le déclenchement du mouvement. Il s'agit là d'un retard dû au temps de réponse de l'accéléromètre, la valeur de F étant calculée à partir de Θ'' .

Dès que le mouvement est déclenché, la force décroît au fur et à mesure que le muscle se raccourcit. On admet classiquement (v. WILKIE, 1956) que lors d'un quick-release, la phase initiale du mouvement correspond essentiellement à la détente de la composante élastique-série. La compliance du fléchisseur équivalent est donc déterminée pendant cette phase en calculant le rapport $\Delta l / \Delta F$, à partir des diagrammes force-longueur.

Les enregistrements électromyographiques montrent qu'après un délai moyen de 40 millisecondes, il y a défacilitation réflexe des fléchisseurs (réflexe d'unloading, v. ANGEL et coll., 1965), suivie d'une bouffée d'activité des extenseurs (réflexe



- Fig.36 -

Tracés expérimentaux d'un mouvement de quick-release

De haut en bas :

- θ : déplacement angulaire
- l : longueur du fléchisseur équivalent
- F : force du fléchisseur équivalent
- θ'' : accélération angulaire
- T : couple isométrique de traction (f.d)
- EMG : électromyogrammes globaux du biceps (B),
du triceps (T) et du brachioradialis (BR).



La flèche indique le déclenchement du mouvement.

d'étirement). Si l'on s'en tient à l'hypothèse de WILKIE (1956), exposée ci-dessus, le fait que les fléchisseurs soient inhibés n'interdit pas de déterminer la compliance-série dans la phase initiale du mouvement. Dans ces conditions, la phase retenue pour le calcul de la compliance peut s'étendre jusqu'à l'apparition du réflexe d'étirement dont la latence est de l'ordre de 40 à 50 ms.

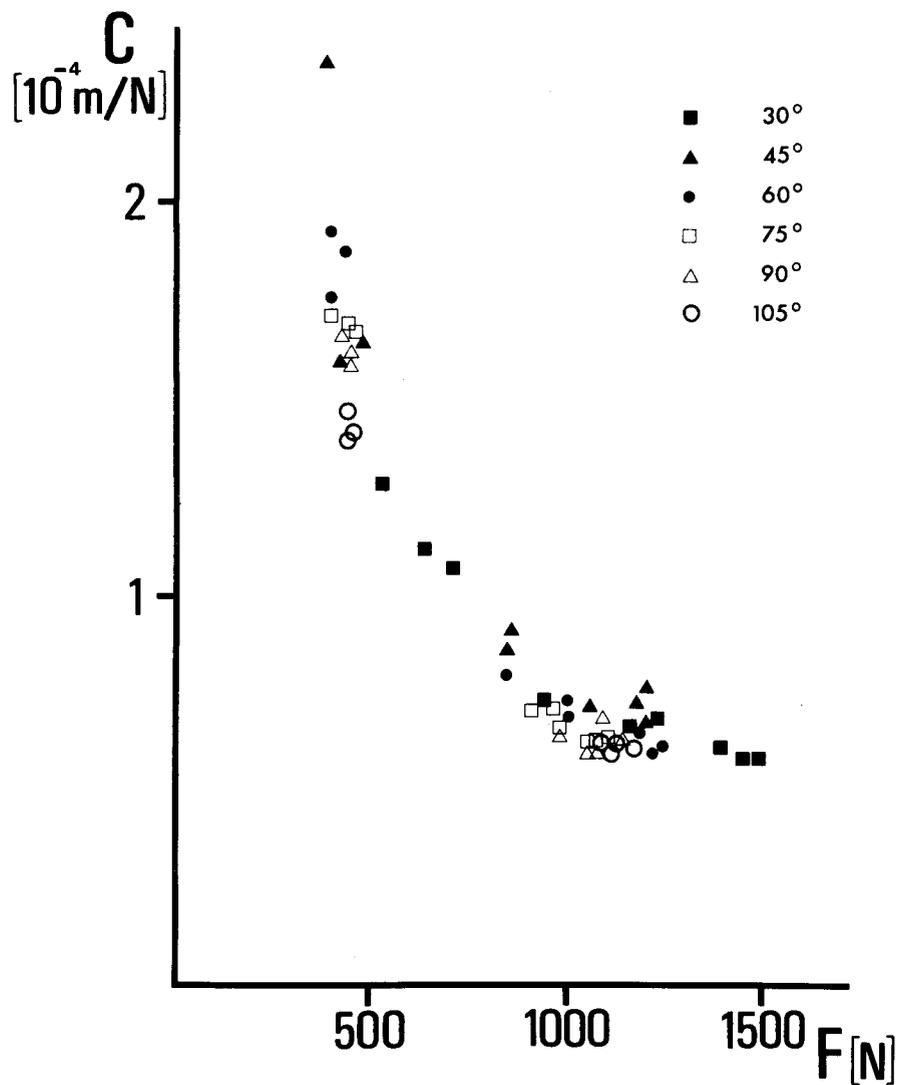
2 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent

Pour chaque mouvement, à la valeur de la compliance exprimée en mètre/Newton, on associe celle de la force isométrique initialement développée. Les courbes obtenues montrent que la compliance n'est pas une fonction linéaire de la force comme on peut le constater sur la figure 37 établie pour l'un des sujets. Aucune différence interindividuelle n'a été observée.

La recherche, par une méthode de moindres carrés, du meilleur ajustement des relations obtenues montre que de cinq fonctions testées (droite, exponentielle, puissance, parabole, hyperbole), c'est la courbe en puissance qui présente le coefficient de corrélation le plus élevé ($r = .99$). La relation compliance-force peut donc être considérée comme linéaire en double échelle logarithmique et l'on peut écrire pour l'ensemble des sujets :

$$C = aF^b$$

avec $a = 25.8$; $b = - 0.84$ si F est exprimé en Newtons et C en 10^{-4} m/N.



- Fig. 37 -

Relation compliance-force du fléchisseur équivalent (méthode du quick-release).

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet pour six angles de départ du mouvement de quick-release.

C : compliance en mètres par Newton
 F : force en Newtons



Par ailleurs, on remarque sur la figure 37 que les résultats obtenus pour les différents angles de départ ont été regroupés sur un même graphique et qu'il n'apparaît pas de variation de la compliance liée à la longueur initiale du fléchisseur équivalent.



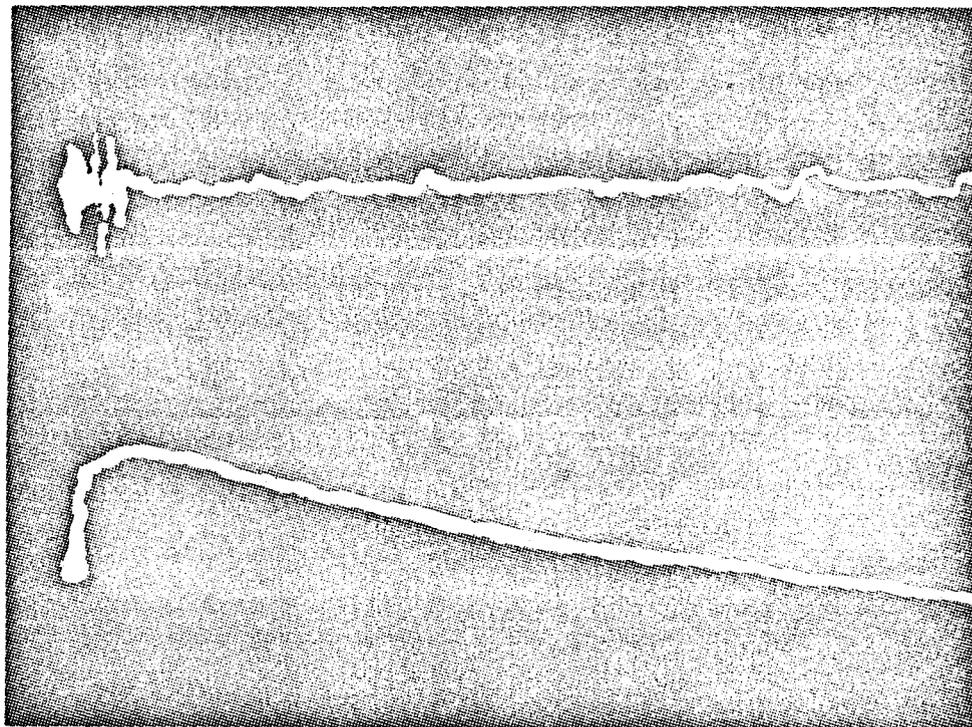
II - METHODE DYNAMIQUE

1 - Description et interprétation des tracés obtenus

L'analyse des courbes force-longueur (F-l) instantanées au cours du mouvement est effectuée à l'aide d'un oscilloscope bi-courbe recevant en X la variable l, en Y_1 la variable F et en Y_2 l'électromyogramme global du biceps.

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 par visée (v. fig.16). 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 le plus souvent à une activité du muscle antagoniste. A l'examen, cette onde "motrice" semble pouvoir être subdivisée en deux zones (v. fig.38) :

- i) une zone de croissance de la force assez brève, correspondant à une activité importante du biceps et
- ii) une zone où la chute de la force est relativement lente. La première zone de la courbe montre que l'établissement du maximum de force s'effectue dans des conditions presque isométriques : l'important raccourcissement des éléments contractiles est compensé par un étirement des éléments élastiques en série. Ensuite, la force chute : on peut admettre qu'il y a une inactivation de la composante contractile (le muscle est électriquement silencieux), ce qui entraîne un arrêt de l'étirement de la composante élastique qui va pouvoir



- Fig. 38 -

Variation de l'électromyogramme global et de la force du biceps en fonction de sa longueur.

L'enregistrement correspond à un mouvement de flexion exécuté à vitesse moyenne avec une masse additionnelle de 3 kg.

En ordonnée : EMG global, 110 μ V par division (trace supérieure) ;
force, 70 Newtons par division (trace inférieure).

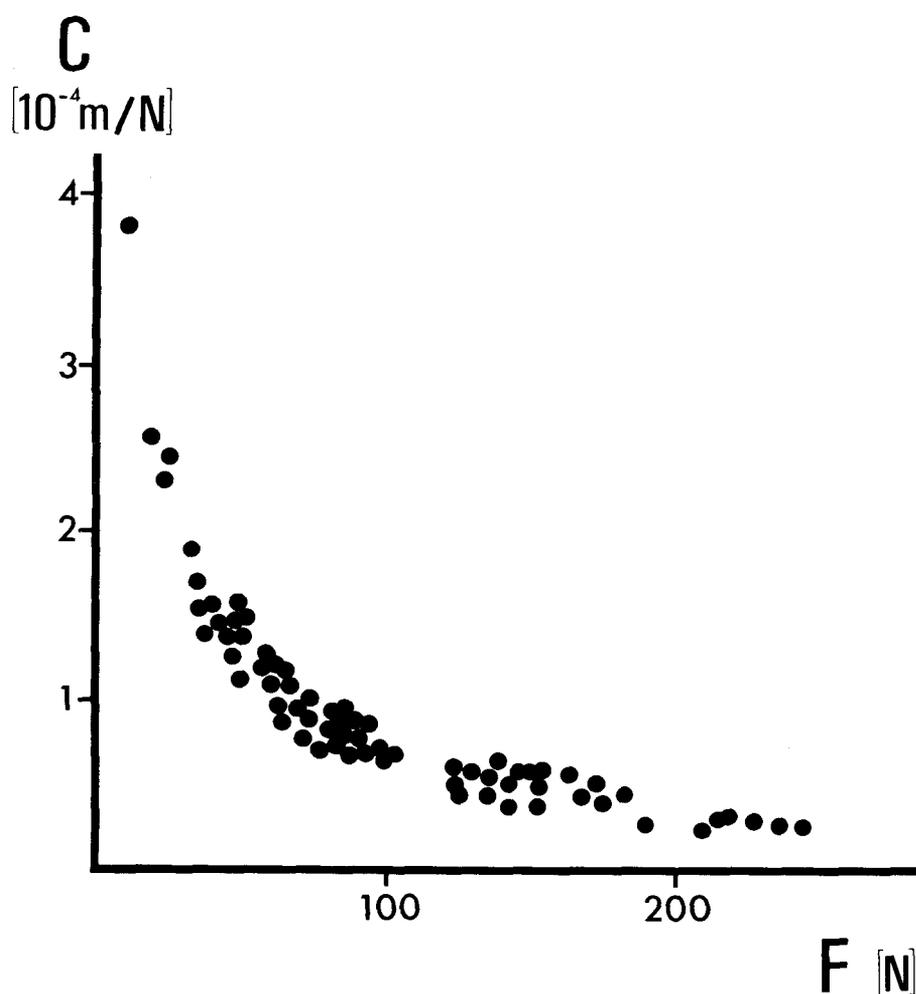
En abscisse : longueur, 10 mm par division.



se relâcher. On considère alors que la longueur de la composante contractile ne varie plus et que le raccourcissement du muscle qui suit immédiatement le maximum de force est uniquement dû à la détente de la composante élastique-série. La compliance du fléchisseur équivalent est déterminée pendant cette phase où le triceps est encore inactif en calculant l'inverse de la pente du tracé force-longueur.

2 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent

A chaque valeur de compliance exprimée en mètre/Newton, on associe celle de la force maximum développée au cours du mouvement correspondant. Les courbes obtenues montrent que la compliance diminue lorsque la force augmente et aucune différence interindividuelle n'est observée (v. fig. 39). De plus, les valeurs de compliance de la présente série expérimentale et celles obtenues par la méthode du quick-release s'alignent sur une même courbe $C = aF^b$ (v. fig. 40) avec $a = 41.6$ et $b = -0.91$ si C est exprimé en 10^{-4} m/N et F en N ($r = 0.99$).

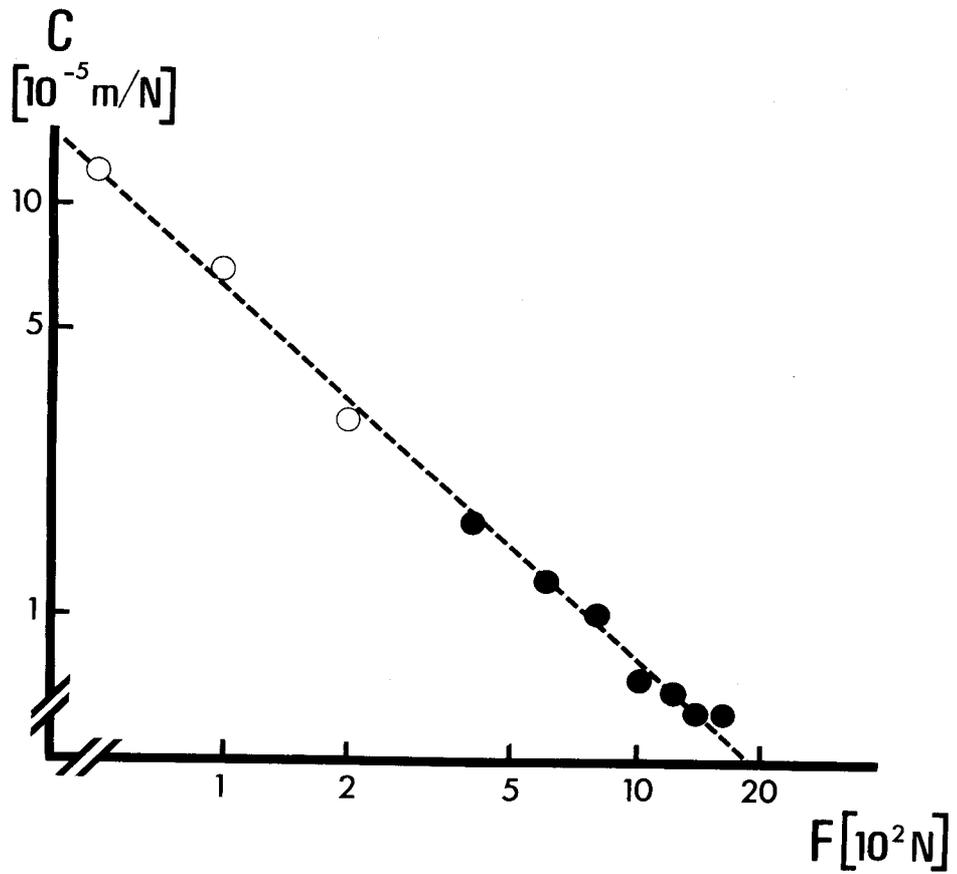


- Fig. 39 -

Relation compliance-force du fléchisseur équivalent (méthode dynamique).

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur l'ensemble des sujets au cours de mouvements sous-maximaux réalisés dans une condition d'inertie (masse additionnelle : 3 kg).





- Fig. 40 -

Relation entre le logarithme de la compliance et le logarithme de la force du fléchisseur équivalent.

Les cercles évidés correspondent aux valeurs moyennes déterminées sur l'ensemble des sujets au cours des mouvements sous-maximaux (méthode dynamique).

Les cercles noirs correspondent aux valeurs moyennes déterminées sur les mêmes sujets au cours des mouvements de quick-release.



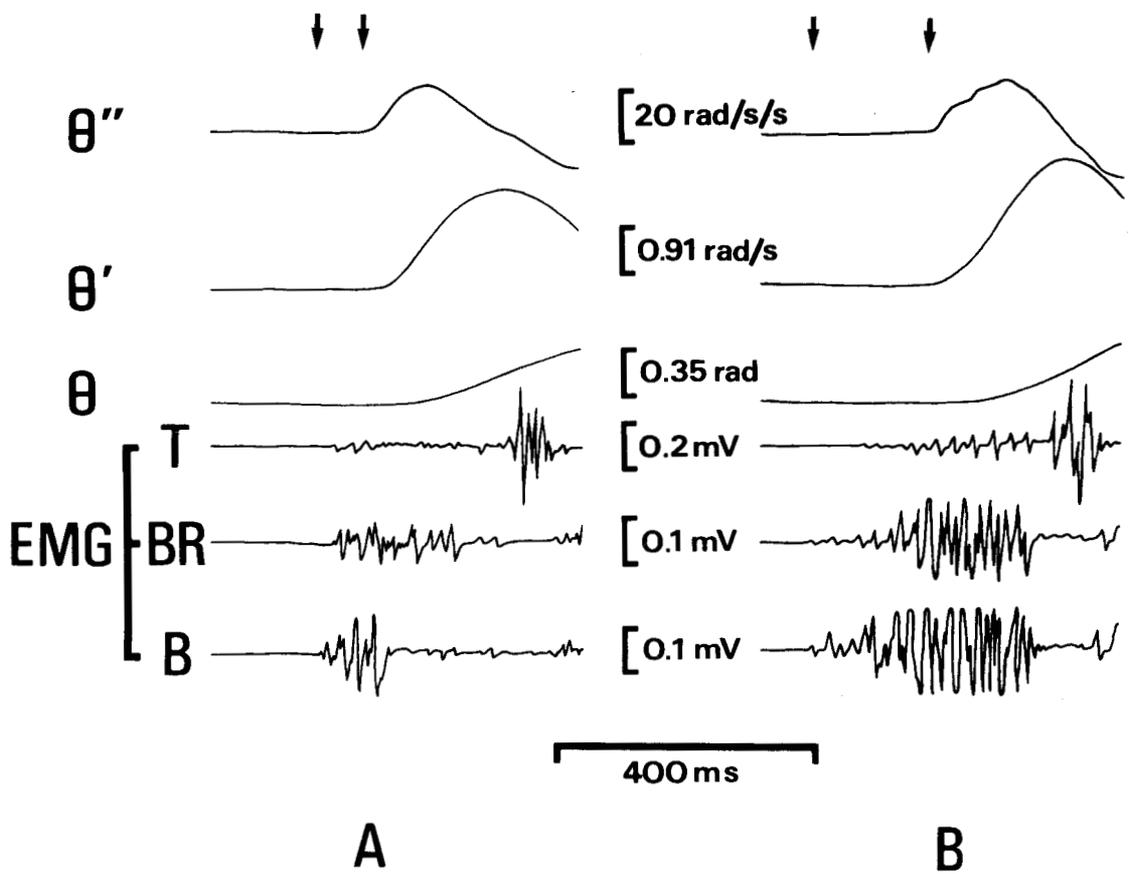
III - METHODE DES LATENCES

1 - Technique de dépouillement

La technique de calcul de la compliance exposée ici comporte essentiellement l'étude, pour une vitesse de contraction donnée, de la variation de la durée de la phase isométrique précédant le mouvement contre une charge en fonction de la charge soulevée.

La durée de la phase isométrique peut être facilement évaluée en calculant la latence (t) entre le début de l'activité électromyographique des agonistes et le début de l'activité mécanique externe. Pour déceler le début de l'activité EMG, on réalise une amplification maximum des électromyogrammes. Ainsi, le seuil de détection de l'activité électromyographique peut être très faible ($10 \mu\text{V}$). Le choix de cette valeur n'introduit apparemment pas de dispersion supplémentaire dans les résultats. Pour détecter le début de l'activité mécanique, on se réfère à la trace mécanique la plus sensible, à savoir l'accélération tangentielle (v. fig. 41).

Puisque la technique ne nécessite pas la mesure réelle de la vitesse de contraction du muscle au cours de la phase isométrique, il suffit de choisir judicieusement un indice de cette vitesse. Afin de disposer d'une référence suffisamment sensible, on a considéré le tracé accélérométrique et pris comme indice de la vitesse de contraction isométrique, la valeur maximum de la pente de ce tracé au début de la phase dynamique.



- Fig.41 -

Tracés expérimentaux de mouvements de flexion contre une charge.

De haut en bas :

θ'' , θ' , θ : accélération tangentielle, vitesse et déplacement angulaire.

EMG : électromyogrammes globaux du triceps (T), du brachioradialis (BR) et du biceps (B).

En A : mouvement contre une charge de 3 kg

En B : mouvement contre une charge de 5 kg

Les flèches limitent la phase de contraction isométrique.



Il s'agit donc d'un jerk ($J = d\Theta''/dt$) qu'un étalonnage préalable a permis de chiffrer en rad/s^3 .

2 - Relation entre la vitesse de contraction et la durée de la phase isométrique

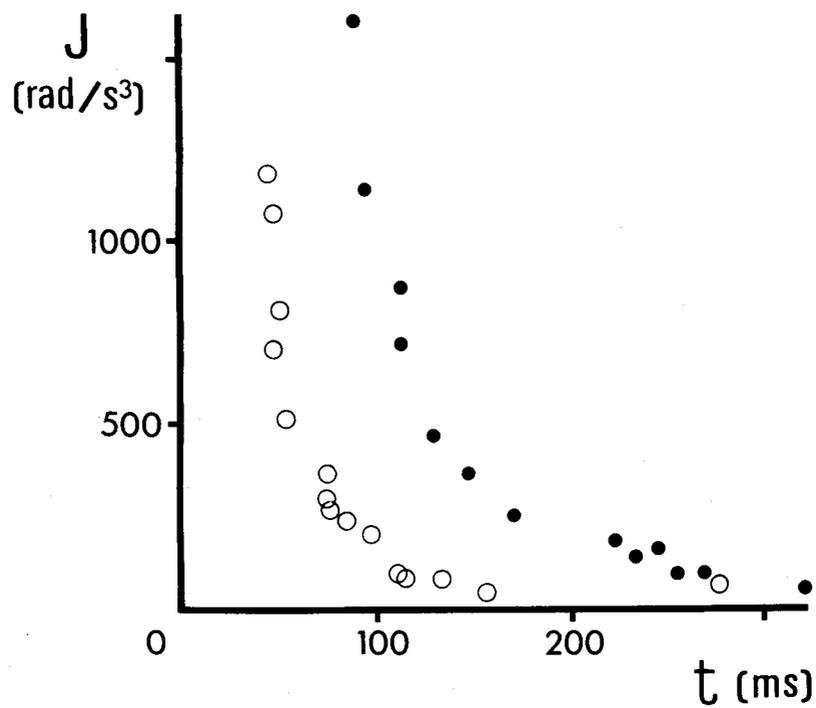
Pour les différentes conditions de charge, à la vitesse de contraction - appréciée par le jerk J - on associe la valeur t de la durée de la phase isométrique.

Les résultats montrent, quelle que soit la charge considérée, l'existence d'une relation d'allure exponentielle entre J et t (v. fig. 42). Pour une valeur de J donnée, la durée t augmente avec la charge considérée et les courbes correspondant aux différentes conditions de charge peuvent être regroupées sur un même graphique par simple translation de l'axe des vitesses selon l'axe des temps (v. fig. 43). Pour une différence de charge donnée, la différence entre les durées des deux phases isométriques est donc sensiblement constante quelle que soit la valeur de J .

3 - Relation entre la durée de la phase isométrique et la charge soulevée

En considérant des valeurs constantes de la vitesse de contraction ($J = \text{constante}$) sur les graphiques précédents, on peut établir, pour une vitesse de contraction donnée, le rapport entre l'augmentation de la durée de la phase isométrique (Δt) et l'accroissement de la charge ($\Delta P = P_2 - P_1$).

A $\Delta t / \Delta P$ on associe la valeur de la charge moyenne $P = \frac{P_1 + P_2}{2}$.

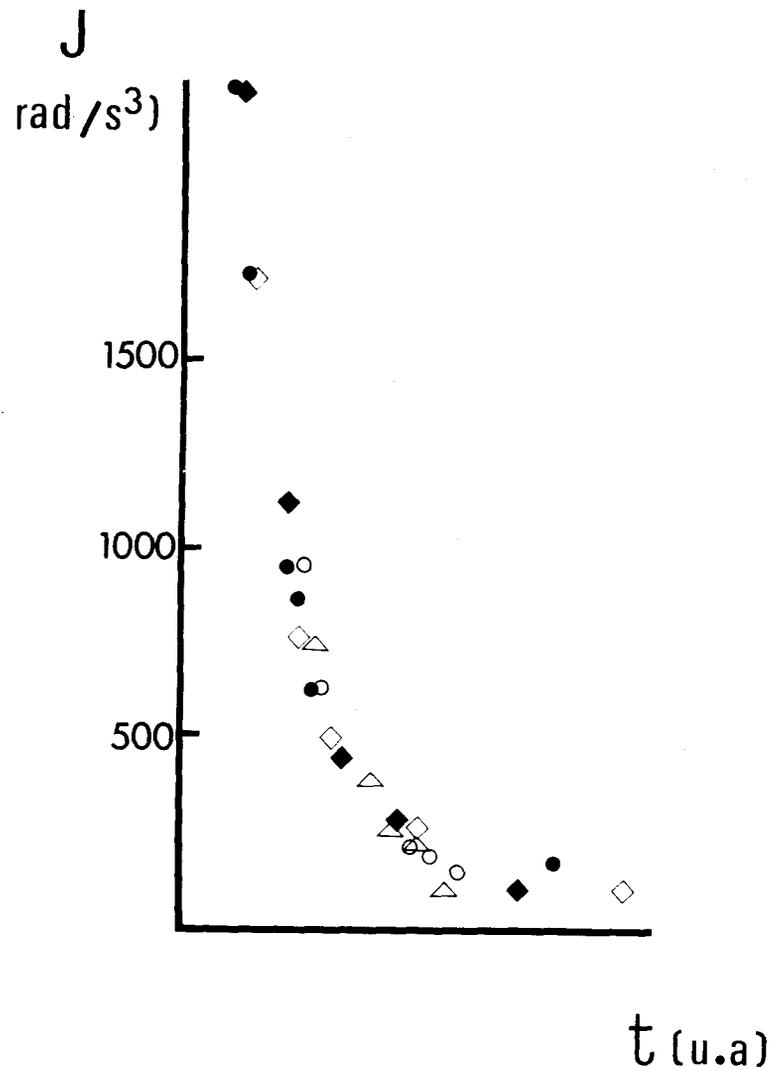


- Fig. 42 -

Relation entre le jerk (J) et la durée de la phase isométrique (t).

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur trois sujets pour deux conditions de charge : 0,5 kg (cercles évidés) et 3 kg (cercles noirs).





- Fig. 43 -

Relation entre le jerk (J) et la durée de la phase isométrique (t).

Le graphique a été réalisé en regroupant l'ensemble des courbes J-t obtenues sur un sujet par translation de l'axe des J selon l'axe des t.

Les différents symboles correspondent aux cinq conditions de charge envisagées.



Les résultats montrent que $\Delta t / \Delta P$ croît lorsque P diminue (v. fig. 44).

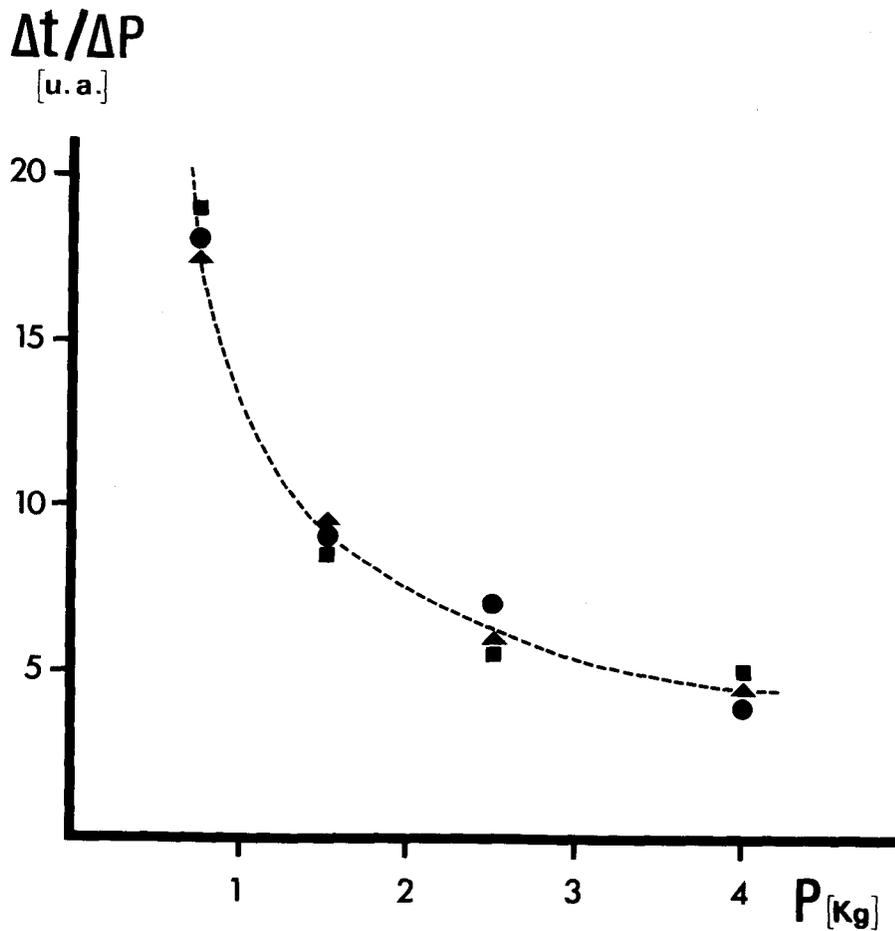
4 - Influence de la compliance additionnelle

Pour chaque compliance additionnelle, on retrouve des relations $J = f(t)$ identiques à celles de la figure 42. Pour une vitesse de contraction et une charge données, la durée (t) de la phase isométrique augmente avec la compliance additionnelle.

Pour chaque condition de charge (P), il est facile de connaître, par un simple étalonnage, la différence entre les allongements respectifs des deux ressorts utilisés (Δl). On obtient ainsi une relation $\Delta l = f(P)$ qui est linéaire (v. fig. 45). De plus à partir des graphiques $J = f(t)$ établis pour chaque charge et chaque ressort, il est possible de calculer pour chaque valeur de P, la différence de durée Δt liée à la différence d'allongement Δl . On obtient ainsi une relation $\Delta t = f(P)$ qui, regroupée avec celle entre Δl et P, permet d'établir une relation $\Delta l = f(\Delta t)$ qui est linéaire (v. fig. 46).

5 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent

Puisque la relation $\Delta l = f(\Delta t)$ est linéaire, il apparaît qu'à vitesse d'étirement égale, la différence d'allongement entre deux ressorts se traduit par une variation de temps d'étirement qui lui est proportionnelle. A l'aide de cette relation, il est donc possible de transformer toute variation de latence en variation de longueur. Connaissant la distance de l'axe de rotation du coude au point d'insertion du biceps sur l'avant-bras, on peut



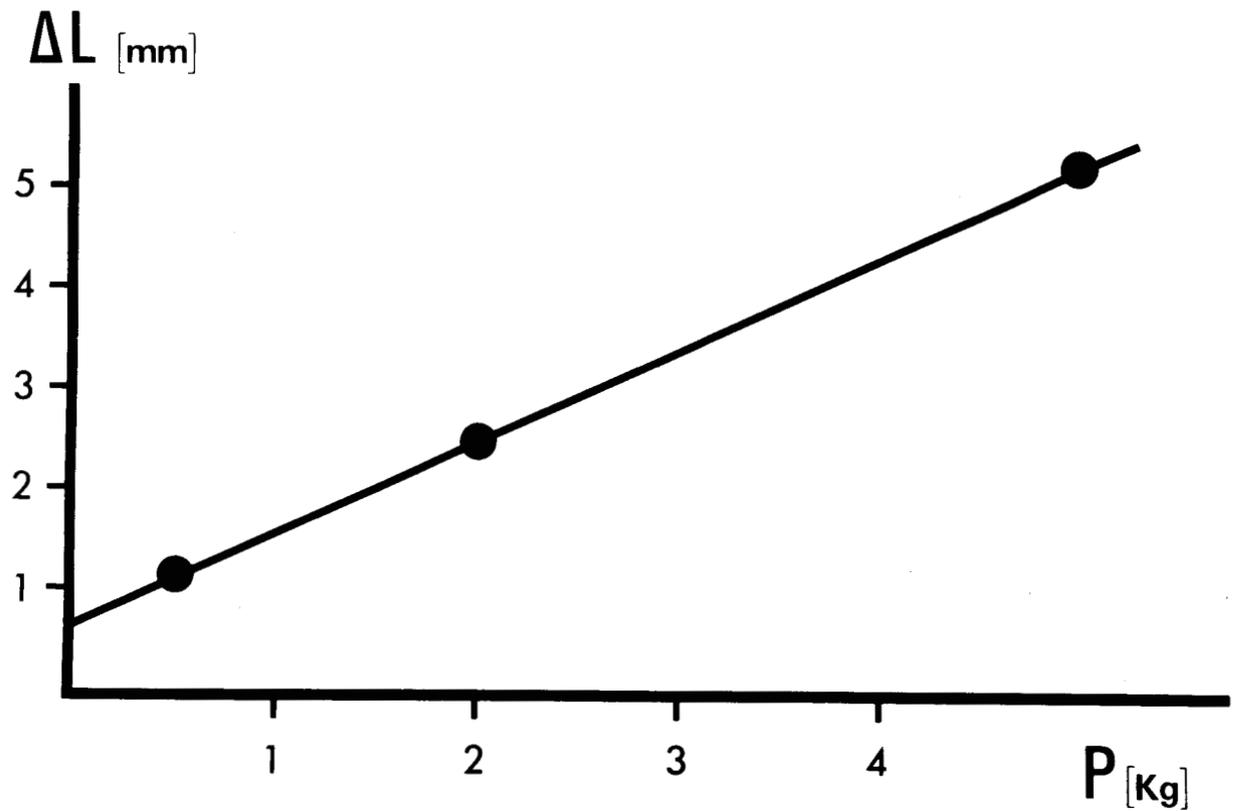
- Fig. 44 -

Relation entre la durée de la phase isométrique (t) et la charge soulevée (P).

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur trois sujets identifiés par des symboles différents.

Explications dans le texte.



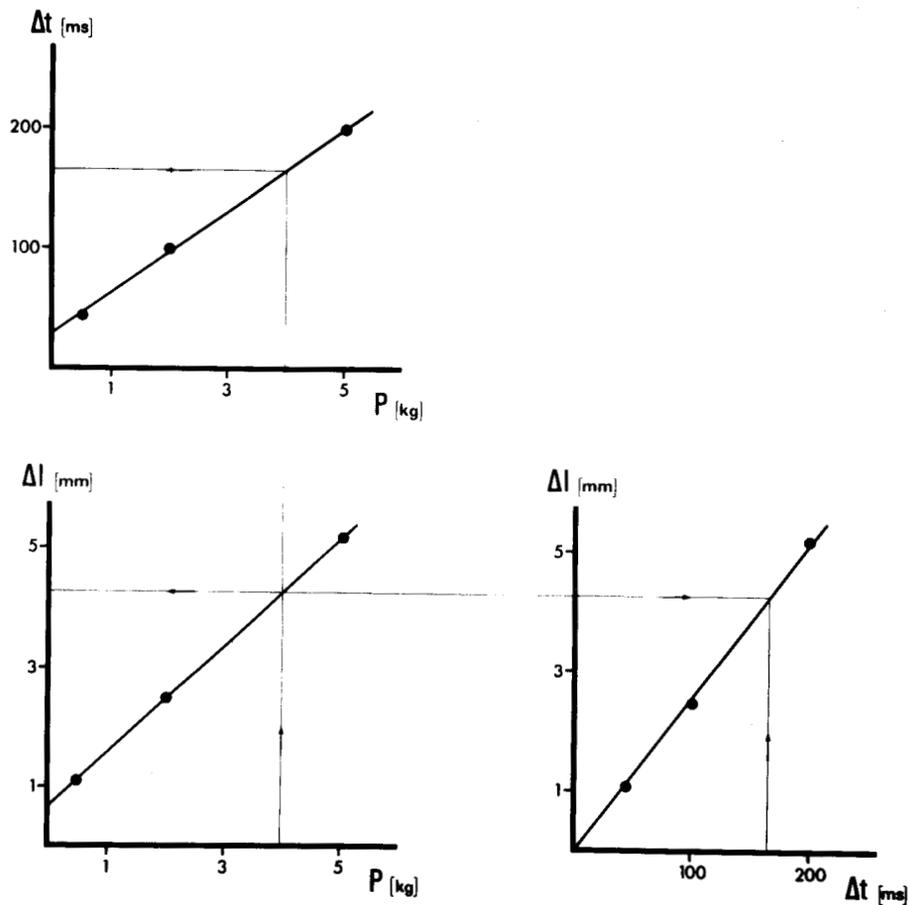


- Fig. 45 -

Relation entre la différence d'allongement (Δl) des deux ressorts additionnels et la charge utilisée (P).

Explications dans le texte.





- Fig. 46 -

Principe de la transformation de la variation de latence (Δt) en variation de longueur (Δl).

La relation $\Delta l - \Delta t$ est obtenue en regroupant, d'une part la courbe d'étalonnage $\Delta l - P$ de la figure 45 et d'autre part la relation $\Delta t - P$ obtenue en calculant, pour chaque charge, la différence de durée (Δt) due à la différence de compliance entre les deux ressorts utilisés.

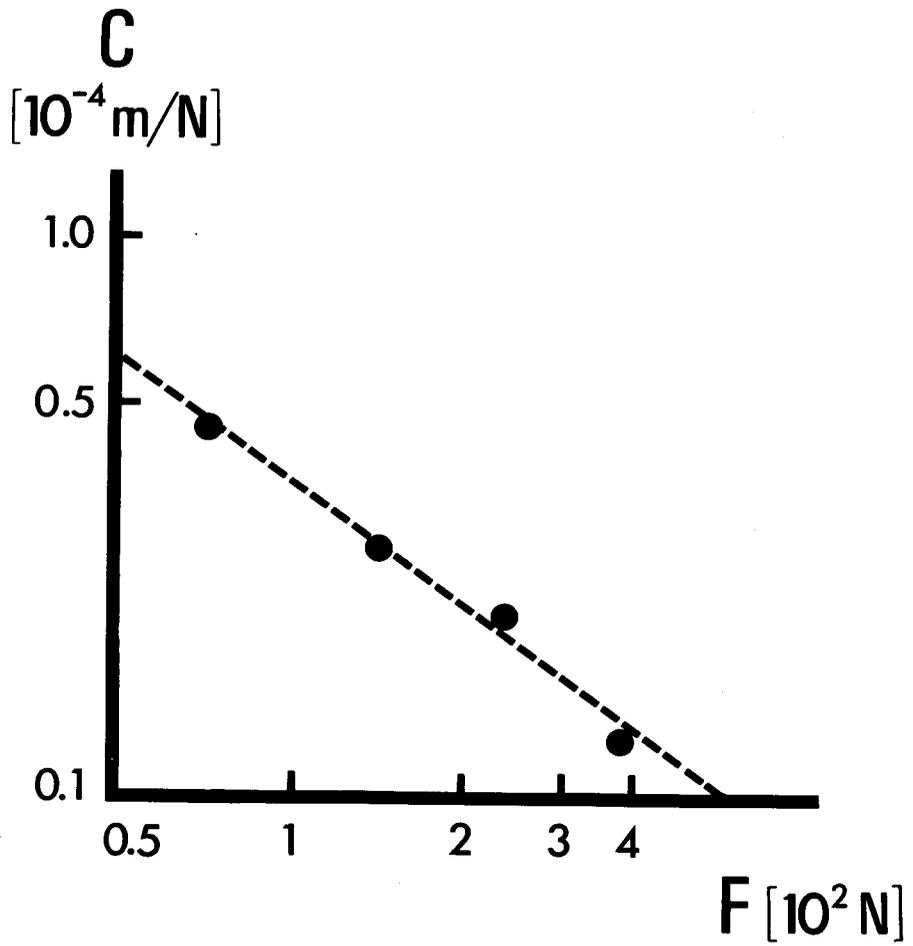


alors calculer, à partir de la valeur de la charge soulevée, la force développée au niveau du point d'insertion du fléchisseur équivalent.

Ainsi, de la relation $\Delta t / \Delta P = f(P)$ (fig. 44), il peut être déduit une relation entre la compliance et la force du fléchisseur équivalent ($\Delta l / \Delta F = f(F)$) (fig. 47). Ici aussi, aucune différence interindividuelle n'est observée et leur meilleur ajustement des relations obtenues est fourni par une courbe en puissance ($r = .99$). Les coefficients a et b de la relation $C = aF^b$ sont différents de ceux obtenus par les méthodes précédentes ($a = 11.1$; $b = - 0.74$ si C est exprimé en 10^{-4} m/N et F en N), et pour une force donnée, la compliance calculée ici est plus faible que celle déterminée par la méthode dynamique.

Cependant, les valeurs de compliance trouvées ici s'alignent avec celles déterminées par la méthode du quick-release sur une courbe $C = aF^b$ avec $a = 8.1$ et $b = - 0.67$ si C est exprimé en 10^{-4} m/N et F en N (fig. 48).

Le tableau VI résume les différentes équations du type $C = aF^b$ pouvant être obtenues à partir de l'ensemble des résultats.

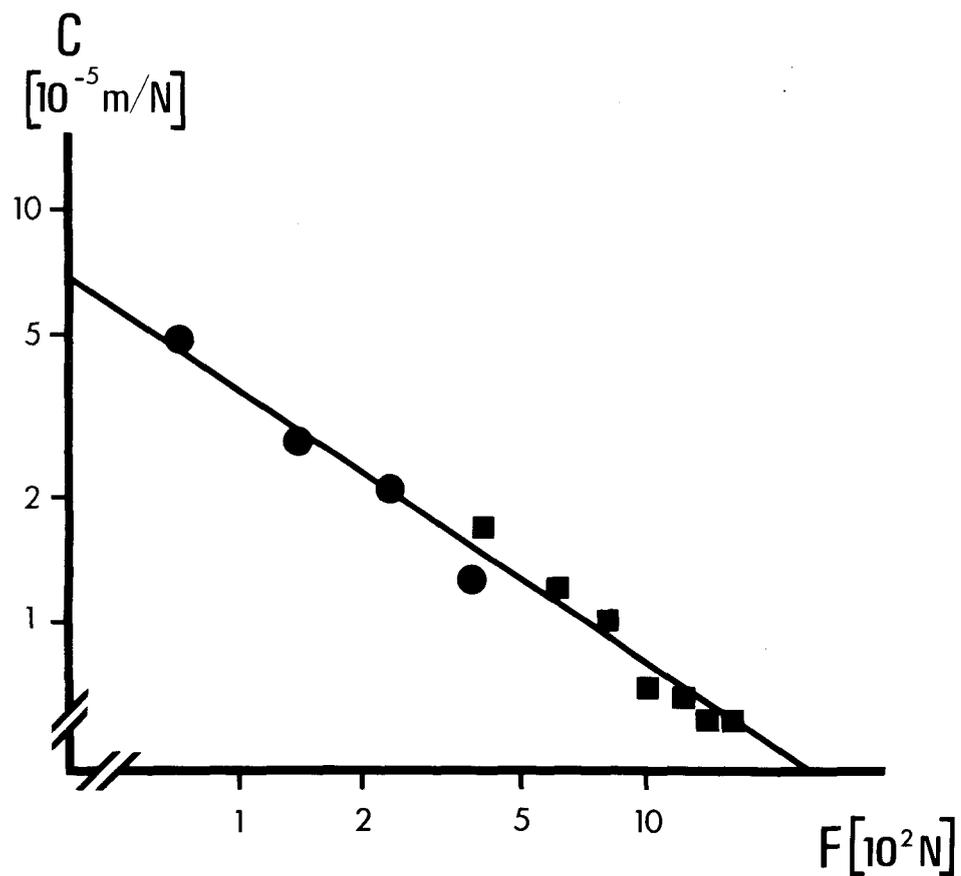


- Fig. 47 -

Relation entre le logarithme de la compliance et le logarithme de la force du fléchisseur équivalent (méthode des latences).

Chaque point représente une valeur moyenne calculée à partir des résultats obtenus sur l'ensemble des sujets.





- Fig.48 -

Relation entre le logarithme de la compliance et le logarithme de la force du fléchisseur équivalent.

Les carrés correspondent aux valeurs moyennes déterminées sur l'ensemble des sujets au cours des mouvements de quick-release.

Les cercles correspondent aux valeurs moyennes déterminées sur les mêmes sujets par la méthode des latences.



| | a | b | r |
|---|------|--------|------|
| quick-release | 25.8 | - 0.84 | 0.99 |
| méthode dynamique | 63.2 | - 1.00 | 0.99 |
| latences | 11.1 | - 0.74 | 0.99 |
| latences + quick-release | 8.1 | - 0.67 | 0.99 |
| méthode dynamique + quick-release | 41.6 | - 0.91 | 0.99 |

- Tableau VI -

Valeurs des coefficients a et b des relations $C = aF^b$ obtenues à partir des différents résultats expérimentaux.

C est exprimé en 10^{-4} m/N et F est exprimé en N.
Dans chaque cas, la valeur du coefficient r de Bravais-Pearson est indiquée.



D - DISCUSSION

De l'exposé des résultats, il ressort que les valeurs de compliance obtenues présentent quelques différences selon le type de méthode utilisé. Après avoir étudié la validité de ces méthodes, nous envisagerons la comparaison des différents résultats concernant le fléchisseur équivalent et l'application de la relation compliance-force à l'évaluation de l'énergie potentielle élastique. La seconde partie de la discussion sera consacrée à l'interprétation des résultats en fonction des données classiques de la contraction musculaire.

I - LA RELATION COMPLIANCE-FORCE DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

1 - Validité des différentes méthodes

a) méthode du quick-release et méthode "dynamique"

La technique du quick-release appliquée au muscle in situ présente un certain nombre de différences par rapport à celle décrite habituellement sur le muscle isolé. La mesure de la compliance porte sur la phase de détente de la composante élastique-série. Cette phase, très brève sur le muscle isolé (de l'ordre de 5 ms) est ici nettement prolongée dans le temps (40 à 50 ms). En effet, l'inertie opposée au mouvement (avant-bras,

main, dispositif mécanique) ne permet pas un raccourcissement rapide des éléments élastiques. Une autre conséquence de cette situation expérimentale est que la variation relative de la longueur du muscle (variation de longueur rapportée à la longueur initiale) est plus faible pour le muscle in situ (de l'ordre de 1,4 p.100) que pour le muscle isolé où elle est généralement comprise entre 2 p.100 (JEWELL et WILKIE, 1958) et 6 p.100 (MASHIMA et coll., 1972).

Cette augmentation de durée de la détente élastique et la diminution de la variation de longueur relative ne peuvent avoir d'effet direct sur la mesure de la compliance. Toutefois, elles peuvent éventuellement permettre un réétirement de la composante contractile (HILL, 1949) entraînant de ce fait une sous-estimation de la variation de longueur et par conséquent de la compliance.

L'éventualité d'un réétirement se trouve d'autant plus accrue que la force initialement développée est plus faible. En effet, si sur le muscle isolé la composante contractile est pleinement active du fait de la téτανisation, elle est pour le muscle in situ le siège d'un réflexe d'unloading. Or, la latence de ce réflexe diminue avec la force initiale (PERTUZON et LESTIENNE, 1971). Si l'on considérait des niveaux de force assez faibles, la technique serait alors peu sûre car il y aurait de fortes chances pour que la mesure de la compliance soit effectuée au moment où la composante élastique a la possibilité de se détendre mais aussi celle d'étirer la composante contractile inactivée. C'est pourquoi, nous nous sommes limités à des couples isométriques relativement élevés.

La même critique est à formuler à propos de la détermination de la compliance au cours d'un mouvement de flexion (méthode "dynamique"). En effet, la technique consiste à calculer la compliance pendant la phase du mouvement où la force ayant passé par un maximum, commence à décroître, la vitesse n'ayant pas encore atteint son maximum. On peut donc admettre que le raccourcissement du muscle qui suit immédiatement le maximum de force est dû à la détente de la composante élastique-série. Mais au cours de cette phase, les muscles sont électriquement silencieux, et il n'est pas impossible qu'il y ait là aussi un réétirement des structures contractiles inactivées.

b) méthode des "latences"

Pour que cette méthode puisse être considérée comme valable, il faut d'une part justifier de l'utilisation du jerk en tant qu'indice de la vitesse de contraction isométrique et d'autre part avoir la preuve qu'à vitesse de contraction égale, une augmentation de la durée de la phase isométrique correspond à la nécessité d'un étirement plus important de la composante élastique-série du muscle.

En ce qui concerne la vitesse de contraction isométrique, sa mesure directe s'avère impossible puisqu'il n'y a aucun déplacement extérieur. On admet habituellement (v. DESMEDT et HAINAUT, 1967) que cette vitesse peut être estimée à partir de la valeur de la dérivée de la force isométrique. Cette estimation n'est valable que dans la mesure où l'on considère que la

variation de la compliance en fonction de la force est négligeable puisque $u = C \frac{\Delta F}{\Delta t}$. Dès lors, que l'on s'intéresse à la variation de C , il est préférable d'avoir recours à une autre approximation. C'est pourquoi, nous avons considéré le jerk au début de la phase dynamique qui suit immédiatement la phase isométrique. D'ailleurs, cette méthode ne nécessite qu'une estimation convenable de la vitesse de contraction afin d'en considérer des niveaux de référence. Dans nos conditions expérimentales, pour une charge donnée, les différences de durée des phases isométriques observées d'un mouvement à un autre sont dues à des variations de vitesse de contraction. Or, d'une condition de charge à une autre, nous obtenons des courbes $J = f(t)$ dont l'allure est identique puisqu'elles peuvent être regroupées sur un même graphique par translation de l'axe des J suivant l'axe des temps. Il semble donc que, pour toutes les conditions de charge envisagées ici, la diminution de J en fonction de t rende bien compte de la variation de la vitesse de contraction isométrique.

En ce qui concerne l'attribution de l'augmentation de la durée Δt à un étirement plus important de la composante élastique-série pour une vitesse de contraction donnée, on peut se référer aux résultats obtenus avec une compliance additionnelle. En effet, on a vu que pour une vitesse et une charge données, l'addition d'un ressort - qui introduit un étirement supplémentaire - ne fait qu'augmenter la durée t d'une valeur constante sans modifier la forme de la courbe $J = f(t)$. On peut donc penser que le décalage des courbes $J = f(t)$ observé pour les différentes conditions de charge est bien dû à une variation du niveau d'étirement de la composante élastique. Il s'agit là d'une méthode de

raisonnement souvent utilisée par l'école de HILL (v. WILKIE, 1950 ; MAC PHERSON, 1953 ; HILL, 1970). Il en ressort que les variations de la compliance en fonction de la force trouvées dans ces conditions peuvent bien être imputées à un phénomène élastique.

2 - Comparaison des différents résultats concernant le fléchisseur équivalent

Les différents résultats obtenus ici ainsi que ceux de WILKIE (1950) - qui concernent également le groupe musculaire des fléchisseurs de l'avant-bras - ont été regroupés sur la figure 49. On remarque tout d'abord que lorsque la force développée atteint un certain niveau (300-400 N), l'ensemble des techniques utilisées donne approximativement le même résultat. Par contre, pour des niveaux de force relativement faibles, la méthode "dynamique" donne des résultats nettement différents de ceux obtenus par la méthode des latences et par WILKIE (1950). On peut, bien sûr, invoquer dans le cas de la méthode dynamique l'existence d'un réétirement de la composante contractile. Cependant, si ce réétirement était important, il tendrait à minimiser la mesure de la variation de longueur de la composante élastique et la compliance calculée de cette manière serait sous estimée. Or, l'examen de la figure 49 montre qu'en fait c'est l'inverse que l'on observe.

Dans ces conditions, sans négliger pour autant l'effet de ce réétirement, il faut admettre qu'un autre facteur vient perturber la mesure dans le cas de la méthode dynamique.

L'hypothèse la plus simple consiste à penser que pour de tels mouvements, l'étirement passif du muscle antagoniste n'est pas à négliger. Lors de la détente élastique de l'agoniste, la variation de force correspondant à un raccourcissement donné serait dans ce cas atténuée et de ce fait la compliance du fléchisseur équivalent serait surestimée.

De plus, on observe sur la figure 49 que cette surestimation décroît en fonction de la force pour être négligeable à partir de 300 N environ. Ceci peut s'expliquer par l'intervention passive du triceps car i) la compliance passive de ce muscle décroît en fonction de la force d'étirement (RALSTON et coll., 1947) ; ii) cette compliance apparaissant nettement plus faible que celle du biceps d'après les résultats de LESTIENNE et PERTUZON (1974), on conçoit que son intervention soit négligeable lorsque la force développée est suffisamment importante.

Pour ce qui est des résultats de WILKIE (1950), il apparaît que pour des forces supérieures à environ 100 N les valeurs de compliance déterminées par cet auteur sont identiques à celles trouvées par la méthode des latences. En dessous de cette valeur, les résultats de WILKIE semblent d'ailleurs assez contestables. En effet, comme on l'a vu dans l'introduction (page 84), la méthode utilisée par cet auteur repose sur la validité de l'équation de HILL dès le début de la contraction isométrique. Or, on sait que du fait de la durée de l'état actif, on ne retrouve pas la relation hyperbolique classique entre force et vitesse pour des valeurs faibles de la force (HILL, 1970). Pour cette raison, comme pour d'autres concernant la difficulté

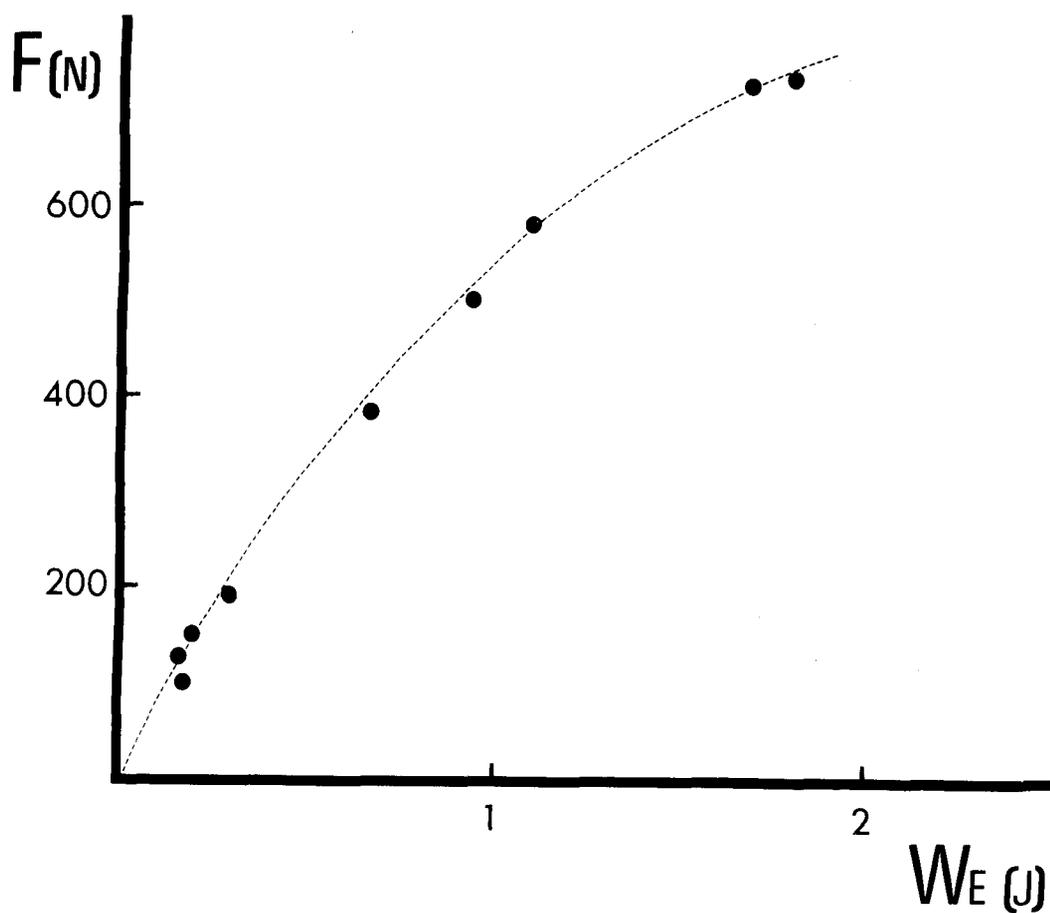
d'apprécier la pente du tracé force au début de la contraction (WILKIE, communication personnelle), il semble que les valeurs de compliance déterminées par la méthode des latences ne doivent pas être remises en cause. Dans ce qui suit, nous utiliserons donc la courbe $C = aF^b$ calculée à partir des points expérimentaux correspondant à la méthode des latences et à la méthode du quick-release (v. tableau VI).

3 - Application de la relation compliance-force à l'évaluation de l'énergie potentielle élastique

Comme nous l'avons rappelé dans l'introduction de ce chapitre, l'énergie potentielle accumulée dans la composante élastique série peut, en étant restituée, jouer un rôle physiologique appréciable dans l'exécution du mouvement. On conçoit alors aisément l'importance de la relation compliance-force qui permet de chiffrer cette énergie élastique. Nous envisagerons ici l'évaluation de l'énergie élastique emmagasinée au cours de montées de forces dans des conditions isométriques afin de pouvoir aborder dans la discussion générale (chapitre V) le problème de la restitution de cette énergie et de son importance dans la linéarité de la relation EMG intégré-travail mécanique.

Connaissant la relation compliance-force, il est possible pour une force isométrique donnée (F_1) d'évaluer l'étirement élastique Δl correspondant à une variation de force ΔF . En considérant une succession de forces F_1, F_2, F_n conduisant à une valeur finale F , on peut, par sommation des travaux élémentaires ($dW_n = F_n dl_n$), calculer l'énergie potentielle (W_E)

stockée au cours de la montée de force F . On montre ainsi que la relation entre l'énergie élastique emmagasinée et la force développée par le muscle n'est pas linéaire : le stockage d'énergie élastique est relativement plus important pour des niveaux de force élevés (v. fig. 50). Les valeurs d'énergie élastique ont évidemment été calculées pour des niveaux de forces correspondant à ceux atteints au cours des mouvements étudiés ici. Une telle relation - qui ne constitue en fait qu'une expression mathématique différente de la relation compliance-force - est comparable à celle décrite par HILL (1950) à propos de la libération d'énergie élastique et à celles que l'on peut déduire des courbes tension-extension de la littérature. En tout cas, les valeurs d'énergie élastique calculées ici sont loin d'être négligeables et peuvent, lorsque la force développée est suffisante, atteindre deux joules.



- Fig. 50 -

Relation entre la force isométrique développée et l'énergie élastique emmagasinée.

F : force isométrique, en Newtons

W_E : énergie potentielle élastique, en joules.

Explications dans le texte.



II - INTERPRETATION DE LA RELATION COMPLIANCE-FORCE PAR RAPPORT AUX DONNEES CLASSIQUES DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE

1 - La relation compliance-force et la longueur du muscle

Les résultats obtenus par la méthode du quick-release montrent que la relation compliance-force ne semble pas dépendre de la longueur du muscle. Pourtant on connaît depuis BLIX (1893), l'influence de la longueur du muscle sur la valeur de sa compliance et cette propriété a pu même être montrée sur le muscle humain désinséré (v. RALSTON et coll., 1947). Mais, il s'agit là de mesures effectuées sur le muscle inactivé et il est classique d'admettre que, dans ces conditions, la chute de la compliance passive observée lorsque la longueur du muscle croît correspond à la mise en jeu progressive d'éléments élastiques disposés en parallèle sur la substance contractile, au fur et à mesure que le muscle est étiré (v. AUBERT, 1956).

En ce qui concerne le muscle en état d'activité, il a pu être montré (JEWELL et WILKIE, 1958) que la longueur du muscle n'avait pas d'influence sur la valeur de la compliance dynamique, tout au moins jusqu'à des longueurs initiales ne dépassant pas de 25 p.100 la longueur de repos. Au-delà de cette limite, il est probable que les variations de compliance observées sont dues à ce que l'élasticité mesurée n'est plus seulement celle des éléments en série mais aussi celle des éléments en parallèle qui, du fait de l'importance de l'étirement du muscle sont aussi sollicités. Dans la limite de nos conditions expérimentales, il ne

semble pas que l'on puisse invoquer la mise en jeu d'une élasticité parallèle puisque, pour des raisons anatomiques, l'étirement maximum du biceps est limité à environ 10 p.100 de sa longueur standard (v. LESTIENNE et PERTUZON, 1974). Il n'est donc pas surprenant que la relation compliance-force déterminée ici soit indépendante de la longueur initiale. Il pourrait être aussi argumenté sur l'existence d'un étirement passif des muscles antagonistes dont le niveau serait variable selon la position de l'articulation. Cependant, il semble bien que cette variation ne puisse pas être décelée ici, vraisemblablement du fait de la valeur peu élevée de la compliance du triceps.

2 - La relation compliance-force et le problème de la localisation de l'élasticité

La relation compliance-force trouvée ici semble être une caractéristique assez générale de la composante élastique-série si l'on se réfère à l'analyse de la littérature effectuée dans l'introduction.

Le fait que cette composante ne présente pas une élasticité linéaire (valeur de la compliance constante quelle que soit la force appliquée) peut être considéré soit comme une propriété inhérente aux structures élastiques elles-mêmes, soit comme le résultat d'un phénomène de recrutement de structures ayant une élasticité linéaire à l'échelon unitaire. Comme la compliance ne varie pratiquement plus en fonction de la tension lorsque celle-ci est suffisamment élevée, on peut raisonnablement penser que la seconde hypothèse est la plus plausible. Ainsi, pour

des niveaux de force faibles, on pourrait admettre que tous les éléments élastiques ne seraient pas sous tension et que la décroissance de la compliance en fonction de la force s'expliquerait par un recrutement progressif d'éléments élastiques de différentes longueurs (v. HILL, 1950 ; CAVAGNA, 1970). Mais la force développée étant faible, il ne faut pas omettre non plus la présence de structures contractiles non activées qui peuvent alors être considérées comme des éléments élastiques, voire visco-élastiques, disposés en parallèle sur les éléments contractiles actifs. Dès lors, comme l'ont noté HILL (1949) et PERTUZON (1972), la diminution de la compliance pourrait correspondre à la mise "hors circuit" progressive de cette élasticité parallèle au fur et à mesure que la force croît.

Sans être en mesure de pouvoir opter pour l'une ou l'autre de ces hypothèses, on peut, en tout cas, insister sur le fait que la compliance varie plus rapidement aux faibles valeurs de la force c'est-à-dire quand l'augmentation de la force est principalement due au recrutement spatial des unités motrices. A ce propos, il faut noter les travaux de JOYCE et RACK (1969) qui ont confirmé l'influence du niveau d'excitation du muscle sur l'allure de la relation compliance-force et montré que la fraction d'élasticité due au tendon restait constante quelle que soit la force appliquée. Si l'on admet que la fraction de l'élastique-série non tendineuse se trouve localisée au niveau de la structure contractile elle-même (JEWELL et WILKIE, 1958), on peut raisonnablement penser que les variations de la compliance en fonction de la force seraient liées au nombre d'éléments contractiles activés. Dès lors, il n'est pas inintéressant d'envisager

ce problème à partir de la théorie des filaments glissants (HANSON et HUXLEY, 1955 ; HUXLEY, 1957). En effet, pour ces auteurs, une partie de l'élasticité musculaire est localisée au niveau des interactions entre les filaments d'actine et de myosine. Puisque la force développée est aussi fonction du nombre de ces interactions, à une augmentation de la force correspond une augmentation du module d'élasticité ($1/C$) donc une diminution de la compliance. Pour certains auteurs (BLANGE et coll., 1972) cette élasticité localisée à un étage contractile - plus précisément au niveau du sarcomère - serait au moins aussi importante que l'élasticité tendineuse et la composante élastique-série ne serait donc pas séparable de la composante contractile (HUXLEY et SIMMONS, 1973).

Quelles que soient les considérations que l'on puisse formuler à propos de la localisation de l'élasticité au niveau du sarcomère, de la fibre ou de l'ensemble du muscle, on ne peut cependant exclure que la forme de la relation compliance-force établie ici pour un Muscle Equivalent puisse être en partie déterminée par les caractéristiques élastiques propres à chacun des muscles du groupe. Ce problème particulier sera d'ailleurs abordé au chapitre V.

III - CONCLUSION

La relation compliance-force, trouvée ici pour le fléchisseur équivalent, semble être une caractéristique assez générale de la composante élastique-série. Cette relation, qui permet de montrer que le stockage d'énergie potentielle au cours du mouvement est loin d'être négligeable, n'est pas sensible à la longueur du muscle. Le fait que la composante élastique-série ne présente pas une élasticité linéaire ne semble pas devoir être considéré comme une propriété inhérente aux structures élastiques elles-mêmes, mais pourrait résulter d'un phénomène de recrutement de structures ayant une élasticité linéaire à l'échelon unitaire. Ainsi, la relation compliance-force serait étroitement liée à l'état d'activité de la composante contractile.

CHAPITRE IV

LA COMPOSANTE CONTRACTILE

- CHAPITRE IV -

LA COMPOSANTE CONTRACTILE

| | |
|---|-----|
| A - <u>INTRODUCTION</u> | 120 |
| I - ANALYSE DES ETUDES SUR LA RELATION FORCE-VITESSE | 124 |
| 1 - Chez l'animal | 124 |
| 2 - Chez l'homme | |
| a - cas de la contraction maximale | 127 |
| b - cas de la contraction sous-maximale | 128 |
| 3 - Conclusion | 128 |
| II - LA RELATION FORCE-VITESSE DANS LE CADRE DE LA PRESENTE ETUDE | 130 |
| B - <u>TECHNIQUES ET PROTOCOLES</u> | 132 |
| I - RELATIONS ENTRE LES VALEURS INSTANTANÉES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE | 132 |
| 1 - Contraction isométrique anisotonique | 132 |
| a - détection des variables mécaniques et électromyographiques | 132 |

| | |
|---|-----|
| b - protocole | 133 |
| c - traitement des données expérimentales | 134 |
| 2 - Contraction anisométrique anisotonique | 135 |
| a - détection des variables mécaniques et électromyographiques | 135 |
| b - protocole | 135 |
| c - traitement des données expérimentales | 136 |
| II - RELATIONS ENTRE LA VALEUR MAXIMALE DE LA VITESSE ET LE MOMENT D'INERTIE | 137 |
| 1 - Formulation de la relation vitesse-inertie | 137 |
| 2 - Détermination expérimentale | 139 |
| III - RELATIONS ENTRE LES VALEURS MAXIMALES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE | 140 |
| C - <u>RESULTATS</u> | 141 |
| I - RELATIONS ENTRE LES VALEURS INSTANTANÉES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE | 141 |
| 1 - Allure des relations force-vitesse instantanées au cours de la contraction | 141 |
| a - cas de la contraction isométrique anisotonique | 141 |
| b - cas de la contraction anisométrique anisotonique | 142 |
| 2 - Relations force-vitesse pour différentes valeurs instantanées du niveau d'excitation | 143 |

| | |
|--|-----|
| II - RELATIONS ENTRE LA VALEUR MAXIMALE DE LA VITESSE ET LE MOMENT D'INERTIE | 146 |
| III - RELATIONS ENTRE LES VALEURS MAXIMALES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE | 148 |
| D - <u>DISCUSSION</u> | 149 |
| I - SIGNIFICATION DE L'EQUATION DE HILL | 150 |
| 1 - Détermination de l'équation caractéristique | 150 |
| 2 - Expression de l'équation caractéristique dans le cas de contractions sous-maximales à niveau d'excitation constant | 151 |
| 3 - Interprétation | 152 |
| II - APPLICABILITE DE L'EQUATION DE HILL A DES CONTRACTIONS ANISOTONIQUES | 155 |
| 1 - Cas de la contraction sous-maximale | 155 |
| a - relations force-vitesse pour différentes valeurs instantanées du niveau d'excitation | 155 |
| b - relations entre les valeurs maximales de la force et de la vitesse | 158 |
| c - relations vitesse-inertie pour un niveau global d'activité donné | 159 |
| 2 - Cas de la contraction maximale | 160 |
| a - la relation force-vitesse caractéristique | 161 |
| b - la relation vitesse-inertie | 162 |
| III - CONCLUSION | 163 |

A - INTRODUCTION

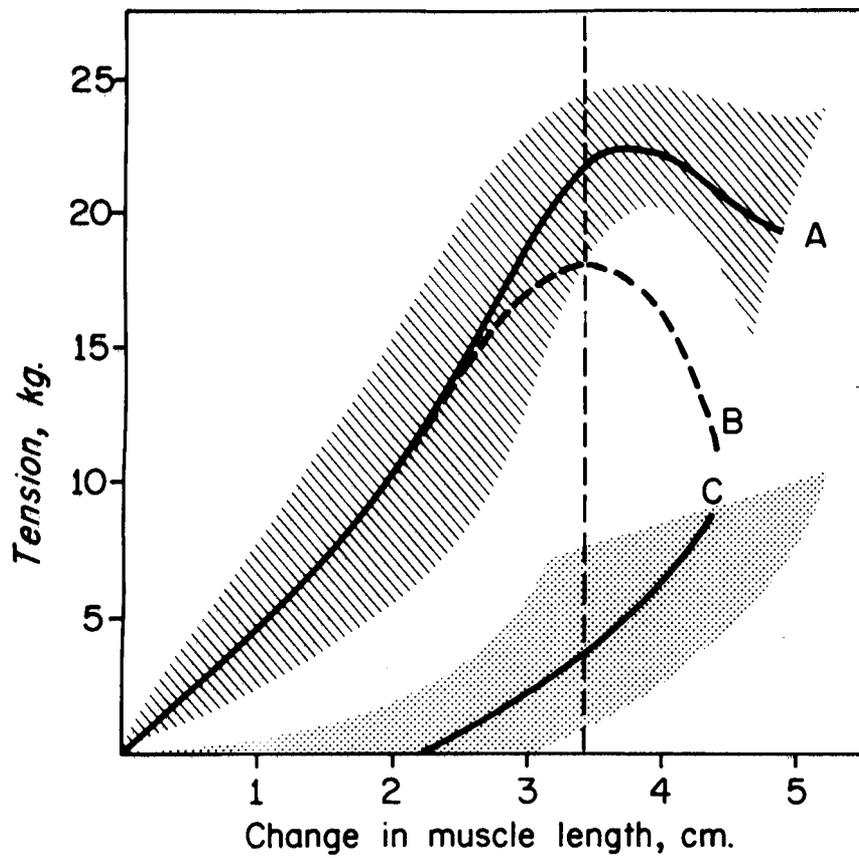
Lorsque l'on étudie les propriétés mécaniques d'un muscle au niveau de sa composante contractile, on s'attache généralement à montrer que ce muscle n'est pas un générateur de force parfait et que la force contractile qu'il est capable de développer pour une condition de stimulation donnée dépend à la fois de la longueur et de la vitesse auxquelles s'effectue la contraction. On met ainsi en évidence deux courbes "caractéristiques" : force-longueur et force-vitesse.

Décrite dès 1893 par BLIX, la courbe force-longueur s'obtient en mesurant la force isométrique maximale développable à chaque longueur. Des diagrammes force-longueur assez semblables ont été mis en évidence sur la fibre isolée (RAMSEY et STREET, 1940 ; BUCHTHAL, 1942), le muscle isolé et téτανisé de grenouille (AUBERT et coll., 1951) ou de rat (CLOSE, 1964 ; WELLS, 1965 ; BAHLER et coll., 1968). Chez l'homme, 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 force-longueur d'allure classique. Par la suite, de nombreux auteurs se sont plutôt intéressés à la relation couple-angle (v. notamment LIBERSON et coll., 1962 ; BANKOV et JØRGENSEN, 1969) qui

résulte de l'existence d'une relation force-longueur mais ne peut en rendre compte correctement, sa forme dépendant beaucoup des valeurs du bras de levier. A partir de données couple-angle établies dans des conditions maximales, PERTUZON (1971) a montré l'existence d'une relation force-longueur du biceps - considéré comme fléchisseur équivalent - qui présente la forme caractéristique de celles établies sur le muscle isolé, la forme générale de la relation restant valable pour des niveaux d'excitation sous-maximaux (PERTUZON, 1972).

La courbe force-longueur, qui passe par un maximum aux environs de la longueur in situ s'explique très bien à partir de l'hypothèse des filaments glissants (v. GORDON et coll., 1966). Pour expliquer son allure du côté des grandes longueurs, il faut déterminer la tension de repos due à l'étirement passif du muscle (participation de la composante élastique parallèle, v. page 85) et la déduire de la force observée afin d'obtenir la force contractile nette (v. fig.51).

Il s'agit là de notions classiques sur lesquelles nous ne reviendrons pas car, dans le cadre de nos conditions expérimentales, elles ne présentent qu'un intérêt limité. En effet, les mouvements que nous étudions sont d'amplitude très faible et, qui plus est, sont habituellement effectués près de la position d'équilibre de l'articulation, c'est-à-dire dans la zone de la courbe où la force isométrique varie le moins en fonction de la longueur du muscle. Comme nous l'avons montré au chapitre II, cette dépendance de la force vis à vis de la longueur ne se marque que si l'on considère des mouvements de grande amplitude ou si l'on fait varier la longueur initiale du muscle.



- Fig. 51 -

Relation force-longueur du muscle triceps brachial (in RUCH et PATTON, 1965).

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



En analysant des mouvements maximaux de flexion du coude effectués avec un volant d'inertie, HILL (1922) et LUPTON (1922) furent sans doute les premiers à montrer que la force exercée par le muscle décroît lorsque sa vitesse de raccourcissement augmente. Cette influence de la vitesse sur la force développée est étudiée ensuite en détail sur le muscle isolé (GASSER et HILL, 1924 ; LEVIN et WYMAN, 1927) et attribuée alors à l'intervention d'une viscosité, le muscle étant considéré comme un système visco-élastique. En 1935, FENN et MARSH donnent une première formulation de la relation force-vitesse qui n'est pas linéaire - comme le laissait prévoir la théorie visco-élastique - mais exponentielle. A la suite d'études sur la production de chaleur au cours de la contraction isotonique, HILL (1938) montre que la forme de la relation force-vitesse résulte de la façon dont l'énergie est libérée durant le raccourcissement. Il propose, outre son modèle à deux composantes, une "équation caractéristique" reliant la force (F) et la vitesse (u) :

$$(F + a) (u + b) = (F_0 + a) b$$

où F_0 est la force isométrique maximale, a une constante de force et b une constante de vitesse. Le terme $(F_0 + a)b$ est donc constant et la courbe F - u une hyperbole.

Par la suite, même si POLISSAR (1952) et AUBERT (1956) ont proposé d'autres équations qui, au même titre que celles de FENN et MARSH et de HILL, s'ajustent à de nombreux résultats expérimentaux, c'est le plus souvent l'équation de HILL que l'on a cherché à retrouver lors de l'étude de la relation force-vitesse sur une nouvelle préparation.

Après nous être assuré au chapitre II que l'électromyogramme de surface constitue un bon indice du niveau d'excitation de la composante contractile, nous envisagerons ici l'étude des propriétés mécaniques de cette composante en examinant l'influence de la vitesse de raccourcissement du muscle sur la force qu'il développe au cours du mouvement sous-maximal.

I - ANALYSE DES ETUDES SUR LA RELATION FORCE-VITESSE

1 - Chez l'animal

A l'origine, l'équation de HILL (1938) a été établie sur un muscle isolé de grenouille, tétanisé maximalement, les contractions étant effectuées contre différentes charges constantes (contraction isotonique), avec la même longueur initiale (technique de l'afterload). Si l'on se limite à ces conditions expérimentales, une analyse de la littérature montre que la relation force-vitesse a été mise en évidence sur un grand nombre de muscles striés d'amphibiens (v. par exemple KATZ, 1939 ; ABBOTT et WILKIE, 1953) ou de mammifères (v. notamment RITCHIE, 1954 ; CLOSE, 1964, 1965 ; WELLS, 1965 ; BAHLER et coll., 1968) et même sur plusieurs muscles lisses (CSAPO et GOODALL, 1954 ; MASHIMA et HANDA, 1969). Les résultats de RITCHIE et WILKIE (1958) tendent à montrer que la relation force-vitesse est aussi vérifiée dans le cas de la secousse musculaire à condition de modifier son équation pour tenir compte de la chute progressive de l'état d'activité qui suit un stimulus unique.

Pour vérifier si l'équation caractéristique est valable dans des conditions isométriques, on peut - comme l'a suggéré HILL (1949) - établir une relation force-vitesse à partir de l'enregistrement de la phase d'établissement de la force maximale en fonction du temps, en supposant connue la courbe tension-extension $[F = f(l)]$ de la composante élastique-série. L'équation correspondant à cette situation expérimentale a d'ailleurs été citée au chapitre précédent (v. page 84). En fait, les résultats sont peu

satisfaisants sauf lorsque la force est près d'atteindre son maximum (v. JEWELL et WILKIE, 1958 ; MAC CROREY et coll., 1966 ; JULIAN, 1969) à cause notamment de l'évolution de l'état d'activité (v. HILL, 1970).

Dans des conditions sous-maximales, MASHIMA et coll. (1972) ont montré sur le muscle isolé de grenouille et pour différents niveaux d'excitation constants, l'existence d'une famille de courbes force-vitesse d'allure caractéristique, déductible de l'équation de HILL. Pour obtenir des conditions d'excitation sous-maximale d'un niveau bien défini, ces auteurs procèdent à une stimulation à haute fréquence (500 Hz) en milieu hyperpotassique, de manière à abolir le potentiel d'action : la membrane musculaire est alors partiellement mais uniformément dépolarisée si l'on en croit MASHIMA et WASHIO (1968).

Il s'agit là de conditions de stimulation très éloignées de celles du muscle in vivo et on peut leur préférer celles de RACK et WESTBURY (1969) qui consistent à stimuler différents groupes d'unités motrices en rotation. Dans ces conditions JOYCE et coll. (1969) ont étudié chez le chat anesthésié l'influence de la fréquence de stimulation du nerf sur la force développée par le muscle soléaire au cours de contractions effectuées à vitesse constante. Pour une fréquence assez élevée (35/s) la relation force-vitesse obtenue par ces auteurs a bien l'allure hyperbolique caractéristique. Il n'en est pas de même pour les faibles niveaux de stimulation où la forme de la relation est sensiblement altérée du fait de l'obtention de valeurs de forces inférieures à celles prévues par l'équation de HILL. Pour JOYCE et coll. (1969),

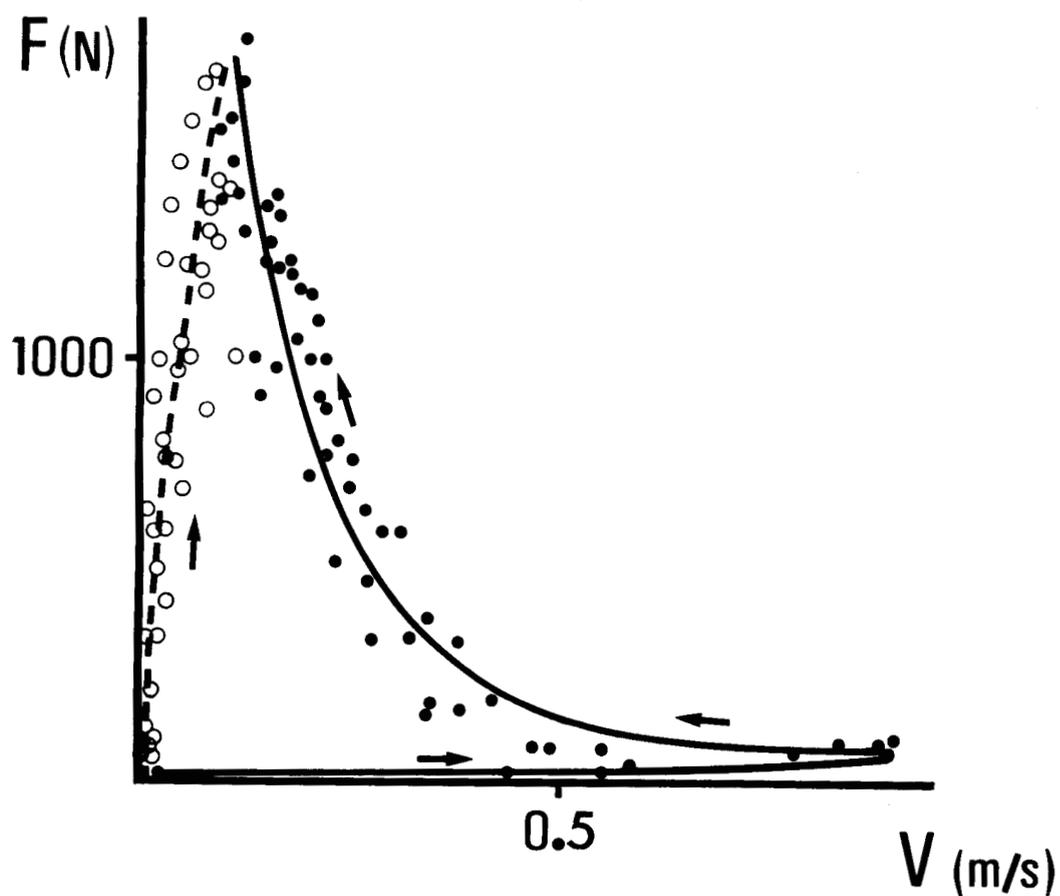
il s'agit là d'un phénomène qui s'explique assez bien à partir de l'hypothèse des filaments glissants, à cause notamment de la vitesse de destruction des liaisons actine-myosine qui est relativement plus élevée dans le cas d'une stimulation à fréquence basse.

En ce qui concerne le cas particulier du muscle cardiaque, les relations force-vitesse établies dans des conditions isotoniques sont, selon les auteurs, hyperboliques (ABBOTT et MOMMAERTS, 1959 ; SONNENBLICK, 1962 ; EDMAN et NILSSON, 1968) ou non (BRADY, 1965 ; NOBLE et coll., 1969 ; WONG, 1972 ; VARELA DE LARDANI et CINGOLANI, 1972). La disparité des résultats provient vraisemblablement du fait qu'à la différence du muscle strié squelettique, le muscle cardiaque présente un état actif qui se développe beaucoup plus lentement et ne présente jamais de plateau (BRADY, 1968 ; FUNG, 1970). Dès lors, il suffit que la technique utilisée (celle de l'afterload par exemple) entraîne la mesure de la vitesse à des temps différents de la contraction donc à des stades différents de l'activité de la composante contractile pour que les résultats soient disparates (v. EDMAN et NILSSON, 1972). Comme pour le muscle squelettique, on notera ici aussi la difficulté à expliquer l'allure d'un myogramme isométrique à l'aide de la courbe force-vitesse isotonique et du diagramme tension-extension de la composante élastique-série (PARMLEY et coll., 1970).

2 - Chez l'homme

a) cas de la contraction maximale

Ainsi que le suggérait HILL (1940) sur le vu des résultats de LUPTON (1922) la relation force-vitesse devait pouvoir être mise en évidence chez l'homme au cours du mouvement maximal. En 1947, DERN et coll. montrent qu'au cours de mouvements de flexion du coude l'existence d'une telle relation n'est pas évidente. Cependant, leurs résultats sont difficilement interprétables en termes de muscle puisque les variables mesurées ne sont pas linéaires mais angulaires et correspondent au mouvement du segment déplacé. Il faut attendre 1950 pour que WILKIE, étudiant le même mouvement, pose clairement les hypothèses sous-jacentes à l'étude de la contraction musculaire au cours du mouvement et montre l'existence d'une relation hyperbolique force-vitesse sur le muscle humain in situ. Auparavant, RALSTON et coll. (1947, 1949) avaient obtenu des courbes force-vitesse d'allure caractéristique sur des muscles désinsérés d'amputés. Enfin, récemment PERTUZON (1972) a montré que dans le cas du mouvement maximal de flexion effectué contre inertie, une relation d'allure hyperbolique caractéristique pouvait être mise en évidence entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement du biceps (considéré comme fléchisseur équivalent), tout au moins après que la force ait atteint sa valeur maximale (v. fig. 52). Par contre, durant la phase de croissance de la force, l'allure générale du tracé force-vitesse n'est pas hyperbolique et peut être comparée aux relations trouvées sur le muscle isolé en considérant l'évolution de



- Fig.52 -

Relation entre les valeurs instantanées de la force (F) et de la vitesse (V) de raccourcissement du muscle (cercles évidés) et de la composante contractile (cercles noirs) dans la phase initiale de la contraction anisométrique maximale.

(d'après PERTUZON, 1972)

Après que la force ait atteint sa valeur maximale, on obtient une relation force-vitesse d'allure caractéristique (v. fig.1).



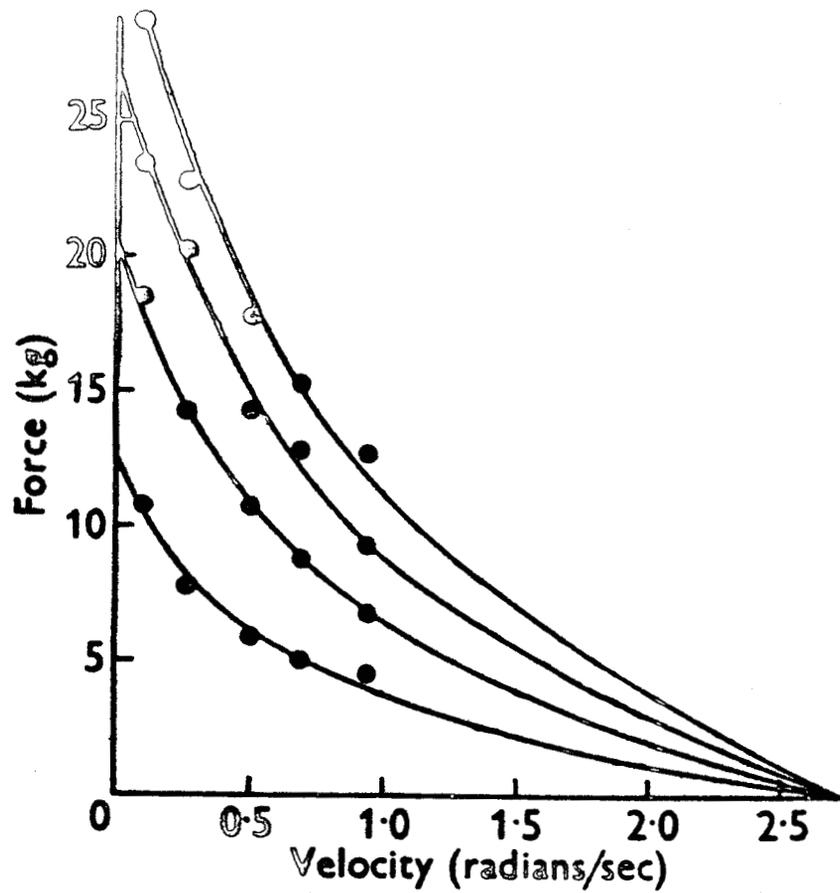
la force dans des conditions isométriques selon la technique préconisée par HILL (1949) et explicitée page 124.

b) cas de la contraction sous-maximale

Si le mouvement maximal est une condition expérimentale assurant en principe l'obtention d'un niveau d'excitation constant, il ne semble pas en être de même pour la plupart des mouvements sous-maximaux et c'est pourquoi peu d'études concernant la relation force-vitesse ont été réalisées dans ce domaine. En fait, il semble que seuls BIGLAND et LIPPOLD (1954) aient obtenu des relations force-vitesse à niveau d'excitation sous-maximal constant en considérant des mouvements effectués à vitesse constante et en ajustant, pour chaque mouvement, le poids soulevé à la vitesse imposée (v. fig. 53). Il s'agit là de conditions expérimentales où la gamme de vitesses explorées est nécessairement réduite. C'est pourquoi ce résultat - comme celui exprimant l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la vitesse, obtenu dans les mêmes conditions - est difficilement généralisable à d'autres situations expérimentales et notamment au mouvement sous-maximal de flexion du coude pour lequel le niveau d'excitation est constamment variable.

3 - Conclusion

De cette analyse de la littérature il ressort que, quel que soit le muscle étudié, la relation force-vitesse ne s'ajuste pas nécessairement à une hyperbole. Une des conditions nécessaires à l'obtention d'une relation hyperbolique paraît être l'existence d'une



- Fig.53 -

Relations force-vitesse pour différents niveaux d'excitation sous-maximaux.

(d'après BIGLAND et LIPPOLD, 1954)

Explications dans le texte.



certaine stabilité du niveau d'excitation. Lorsque cette condition n'est pas remplie, soit du fait de la durée de l'établissement de l'état actif (phase initiale de la contraction isométrique) ou de son déroulement temporel particulier (muscle cardiaque), soit du fait de l'existence d'une certaine gradation de la contraction (phase initiale de la contraction volontaire maximale), il semble assez hasardeux de vouloir relier force et vitesse par la relation caractéristique de HILL.

Par contre, en considérant différents niveaux d'excitation constants, il est possible de mettre en évidence une famille de relations force-vitesse d'allure hyperbolique, chaque courbe étant caractéristique d'une valeur donnée du niveau d'excitation.

II - LA RELATION FORCE-VITESSE DANS LE CADRE DE LA PRESENTE ETUDE

Dans le cas de la contraction volontaire sous-maximale, examinée ici, les conditions générales de la stimulation impliquent que le niveau d'excitation de la composante contractile soit constamment variable au cours du mouvement.

En se référant à l'analyse qui précède, on peut donc présager que, dans de telles conditions expérimentales, il soit improbable de pouvoir mettre en évidence une relation force-vitesse d'allure caractéristique.

Par contre, cette situation expérimentale a l'avantage de permettre la vérification de certaines propriétés attribuées à l'équation caractéristique par HILL et son école. Ainsi, nous nous proposons de montrer que les courbes force-vitesse obtenues en considérant différents niveaux d'excitation constants ne traduisent pas l'existence d'une relation tridimensionnelle entre les valeurs instantanées de la force, de la vitesse et du niveau d'excitation. A cet effet, nous établirons, tant dans des conditions isométriques qu'anisométriques, des relations entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse pour des séries de contractions sous-maximales. En adjoignant à ces enregistrements celui de la valeur instantanée de l'EMG intégré, il nous sera donné la possibilité de montrer que, pour une valeur instantanée donnée du niveau d'excitation, la relation force-vitesse n'a pas l'allure hyperbolique caractéristique. Ainsi, il sera prouvé que l'équation de HILL n'est pas toujours valable en valeurs

instantanées contrairement à ce qu'ont laissé penser certains auteurs (BOTTOMLEY, 1964 ; HILL, 1970 ; MASHIMA et coll., 1972) en proposant une généralisation de leurs résultats.

En outre, puisqu'au chapitre II des relations suffisamment cohérentes et consistantes ont été établies entre l'EMG intégré et différentes variables mécaniques, nous nous proposons de voir dans quelle mesure l'équation de HILL ne peut pas être transformée pour faire apparaître dans son expression certains termes de ces relations. Dans cette optique, nous établirons à partir de l'équation de HILL, une relation théorique Vitesse-Inertie valable pour différentes valeurs globales de l'EMG intégré. La vérification expérimentale de cette relation sera effectuée en quantifiant l'influence de l'inertie opposée au mouvement sur l'allure de la relation entre l'EMG intégré et la vitesse maximum, déjà décrite (v. page 64). Enfin, en utilisant le même procédé de traitement des données, nous établirons des relations force-vitesse pour différentes valeurs globales de l'EMG intégré.

Après avoir exposé techniques et résultats, nous discuterons essentiellement de la signification de l'équation de HILL et de ses limites d'application.

B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES

I - RELATIONS ENTRE LES VALEURS INSTANTANÉES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE

La technique consiste à obtenir au cours d'une série de contractions, les valeurs instantanées de la force, de la vitesse de raccourcissement et de l'EMG intégré du biceps considéré comme fléchisseur équivalent afin de pouvoir examiner, pour une valeur instantanée donnée de l'EMG intégré, la relation force-vitesse caractéristique de ce niveau d'excitation. On considèrera successivement le cas de la contraction isométrique anisotonique et celui de la contraction anisométrique anisotonique.

1 - Contraction isométrique anisotonique

On considère ici la phase de croissance de la force qui se produit nécessairement au début de toute contraction isométrique et qui précède le phase de maintien proprement dit. La longueur externe du muscle restant inchangée mais la force variant à chaque instant, cette phase de la contraction est qualifiée d'isométrique anisotonique.

a) détection des variables mécaniques et électromyographiques

Le système mécanique décrit au chapitre I est immobilisé dans une position telle que l'avant-bras se trouve à la position d'équilibre de l'articulation. L'extrémité de la plaque

métallique supportant l'avant-bras est reliée à un dynamomètre par une tige rigide. Ce dynamomètre est un capteur de forces ACB conçu - comme les accéléromètres décrits au chapitre I - sur le principe de la variation de mutuelle induction. On peut ainsi détecter la valeur instantanée de la force exercée par le sujet à une distance de 43,5 cm de l'axe de rotation du coude. Après modulation, démodulation et amplification, le signal de force est simultanément enregistré sur bande magnétique et présenté au sujet sur l'écran d'un oscilloscope. Des traits horizontaux portés sur l'écran figurent respectivement la position de repos et les niveaux de force à atteindre. Un atténuateur permet de faire en sorte qu'un même déplacement du spot, entre deux repères, puisse correspondre à différentes valeurs de la force. On détecte et enregistre aussi sur bande magnétique l'EMG intégré du biceps en valeurs instantanées suivant la technique déjà exposée (v. page 52).

b) protocole

Les épreuves, effectuées par quatre sujets au cours de deux examens, consistent à atteindre quatre niveaux de force (2, 3, 4 et 5 kg exprimés au point de mesure du dynamomètre) d'abord à leur vitesse spontanée, puis, sur indications de l'expérimentateur, à des vitesses plus lentes et plus rapides. Pour chaque niveau de force, le sujet effectue ainsi cinq contractions. Un temps de repos est ménagé entre chaque contraction afin d'éviter autant que possible les risques de fatigue selon les données de SCHERRER et MONOD (1960). La consigne donnée au sujet est d'effectuer la contraction de manière

aussi uniforme que possible quitte à ce que le spot n'atteigne pas tout à fait, ou dépasse légèrement le repère figuré sur l'écran de l'oscilloscope.

c) traitement des données expérimentales

D'après le modèle à deux composantes de HILL (1938) au cours de la contraction isométrique anisotonique, la composante contractile se raccourcit aux dépens de la composante élastique qui est étirée à la même vitesse (u_e). Si l'on connaît la compliance C de la composante élastique, il est alors possible de calculer la vitesse de raccourcissement de la composante contractile (u_c) à partir de la formule :

$$u_c = \frac{dl}{dt} = \frac{dl}{dF} \cdot \frac{dF}{dt} = C \cdot \frac{dF}{dt} = u_e$$

Afin de disposer d'un enregistrement continu de cette vitesse, le produit $C \cdot \frac{dF}{dt}$ est effectué par un calculateur analogique modulaire NADAC fonctionnant en ligne. La compliance C , n'étant pas constante mais fonction de F , la courbe $C = f(F)$ - établie expérimentalement au chapitre précédent - est simulée sur un traducteur de fonctions. Il s'agit d'un module constitué essentiellement de dix diodes, chacune d'entre elles ayant un seuil et une pente réglable : ce dispositif permet ainsi la représentation d'une fonction quelconque en dix branches élémentaires. A la sortie de l'enregistreur magnétique, le signal de force est donc d'une part dirigé vers le traducteur de fonctions pour obtenir C et d'autre part vers un circuit différentiateur pour obtenir $\frac{dF}{dt}$, un module multiplieur effectuant le produit

C . $\frac{dF}{dt}$ (v. fig. 54). On dispose ainsi, pour chaque contraction, des valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement de la composante contractile.

2 - Contraction anisométrique anisotonique

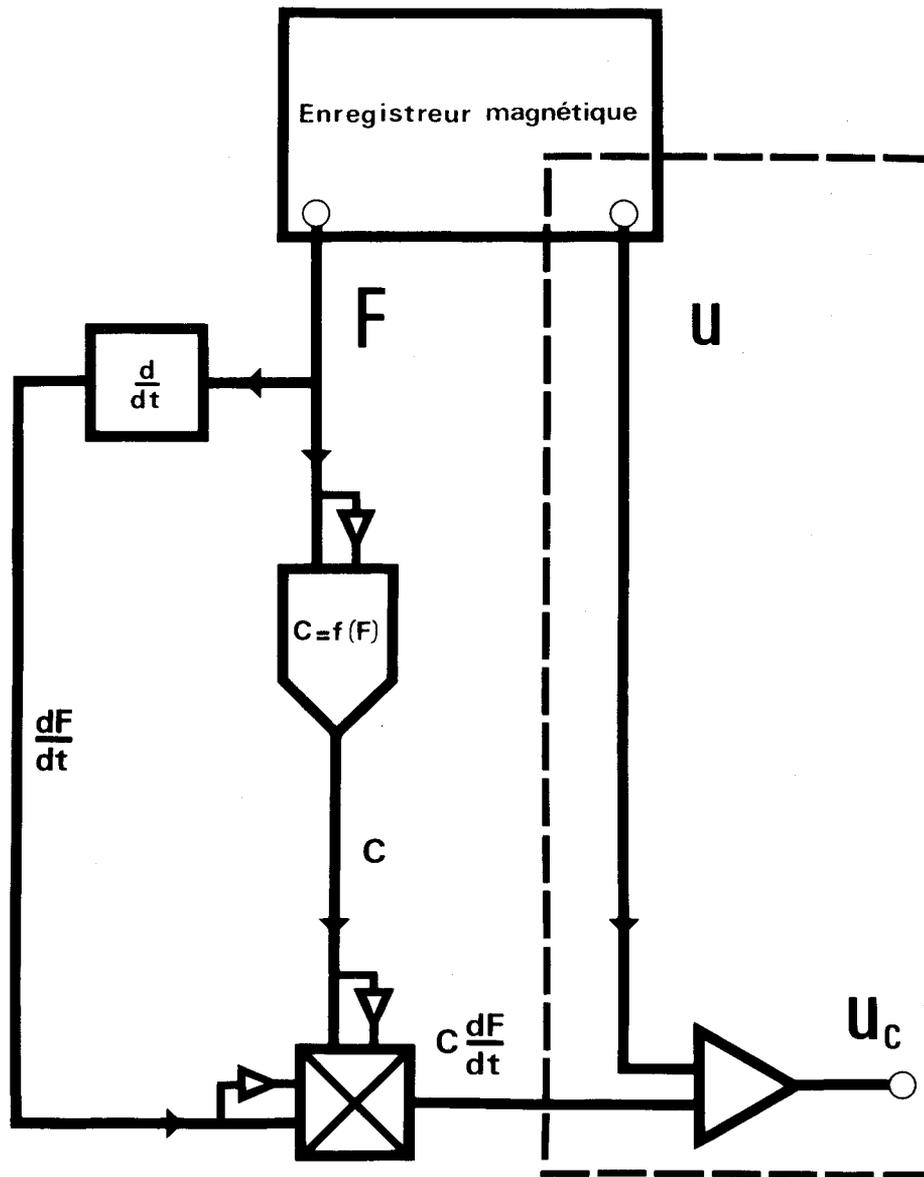
Il s'agit de l'étude d'un mouvement sous-maximal naturel où force et longueur varient constamment d'où le nom de contraction anisométrique anisotonique.

a) détection des variables mécaniques et électromyographiques

Au cours d'une série expérimentale analogue à celles décrites à propos de l'étude des relations entre EMG intégré et variables mécaniques (chapitre II), on détecte essentiellement la vitesse (Θ') et l'accélération angulaires (Θ'') ainsi que l'EMG intégré du biceps en valeurs instantanées et sous forme de pips (Q_B). Il s'agit de mouvements à arrêt par visée dont l'amplitude est de 30° ($\pm 15^\circ$ par rapport à la position d'équilibre de l'articulation).

b) protocole

Chacun des quatre sujets considérés a effectué trois examens au cours desquels il a exécuté des séries de mouvements à vide (0 kg) et avec cinq masses additionnelles (de 1 à 5 kg). Pour chaque condition d'inertie, le sujet effectue au total cinq mouvements à des vitesses variables. Pour le reste, le protocole



- Fig.54 -

Schéma du dispositif de calcul de la valeur instantanée de la vitesse de raccourcissement de la composante contractile (u_c).

La partie du dispositif délimitée par des tirets n'est pas câblée dans le cas de la contraction isométrique ($u = 0$ et $u_c = C \cdot dF/dt$).



est identique à celui des expérimentations décrites au chapitre II, notamment en ce qui concerne les consignes données aux sujets et les précautions prises contre la survenue du phénomène de fatigue.

c) traitement des données expérimentales

A partir des valeurs instantanées de la vitesse et de l'accélération angulaires, il est possible de calculer la force (F) et la vitesse de raccourcissement (u) du fléchisseur équivalent à partir des formules indiquées page 26. Ces formules sont programmées sur le calculateur analogique et on peut ainsi enregistrer sur bande magnétique les valeurs instantanées de F et u en même temps que celle de l'EMG intégré.

Quant à la vitesse de raccourcissement de la composante contractile u_c , elle est ici égale à la vitesse de raccourcissement du muscle, u, augmentée de la vitesse d'allongement ou de raccourcissement de la composante élastique $u_e = C \frac{dF}{dt}$.

Pour calculer u_c on doit donc réaliser l'opération :

$$u_c = u + C \frac{dF}{dt}$$

L'enregistrement continu de u_c peut être obtenu en utilisant le même schéma de calcul analogique qu'au paragraphe précédent pour $C \frac{dF}{dt}$ et en y adjoignant un module sommateur pour réaliser l'opération $u + u_e$ (v. fig. 54). Le montage permet donc d'étudier pour chaque contraction à la fois la relation force-vitesse musculaire et la relation force-vitesse contractile.

II - RELATIONS ENTRE LA VALEUR MAXIMALE DE LA VITESSE ET LE MOMENT D'INERTIE

De l'étude de la relation entre l'EMG intégré (Q) et la valeur maximale de la vitesse (V) - établie au chapitre II - il peut être déduit que, pour une valeur donnée de Q, V est d'autant plus important que le moment d'inertie (I) du système mécanique est faible (v. fig.55). Cette constatation n'est pas sans rappeler celle que l'on a souvent faite à propos de l'équation de HILL et que WILKIE (1950) résume ainsi : "Light weights can be lifted more quickly than heavy ones".

Partant de cette analogie, nous nous sommes proposés de voir dans quelle mesure une relation vitesse-inertie, formulée à partir de l'équation de HILL, serait susceptible de traduire les propriétés mécaniques de la composante contractile du fléchisseur équivalent.

1 - Formulation de la relation Vitesse-Inertie

Connaissant l'équation caractéristique (HILL, 1938) :

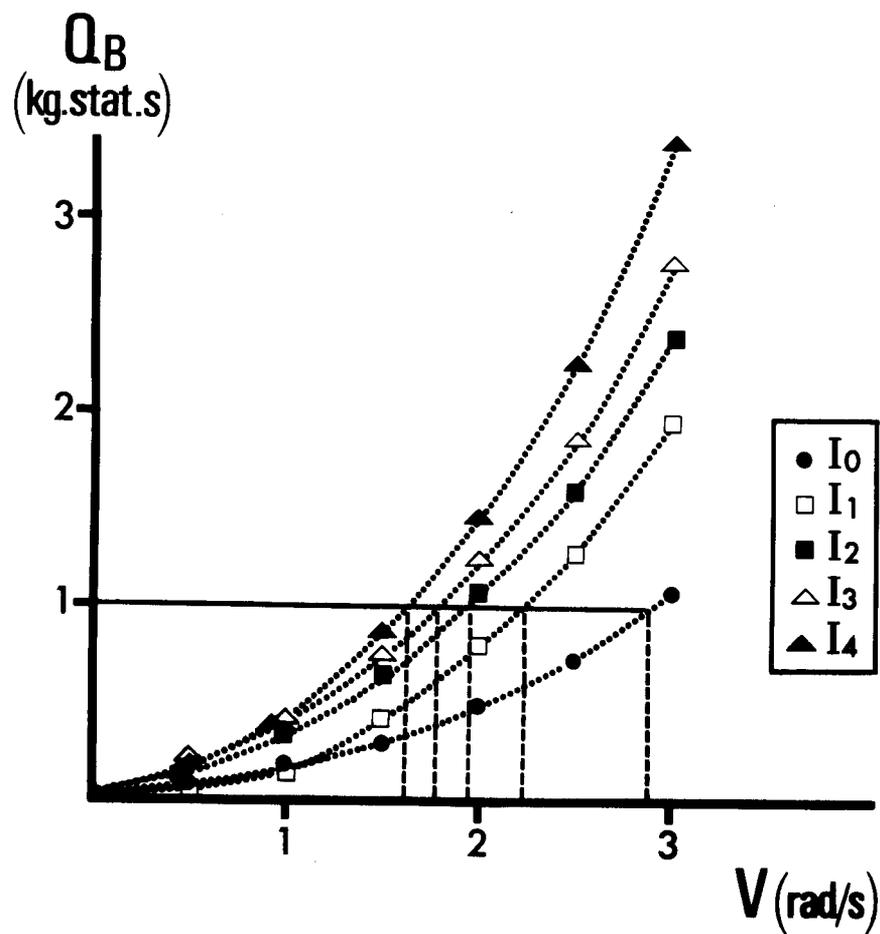
$$(F + a)(u + b) = (F_0 + a)b$$

on peut exprimer F :

$$F = \frac{(F_0 + a)b}{(u + b)} - a$$

En remplaçant F et u par leurs expressions dans les présentes conditions expérimentales :

$$F = \frac{I\theta''}{x} \quad \text{et} \quad u = \theta' \cdot x \quad (\text{v. page 26})$$



- Fig.55 -

Relation entre l'EMG intégré du biceps et la vitesse maximum dans cinq conditions d'inertie.

Chaque point représente une valeur moyenne calculée à partir des résultats obtenus sur deux sujets.

Q_B : EMG intégré du biceps, en kg. statiques. s

V : vitesse maximum en rad/s

Explications dans le texte.



il vient :

$$\frac{I\Theta''}{x} = \frac{(F_0 + a)b}{(\Theta'_x + b)} - a \quad (1)$$

si on multiplie l'équation (1) par $(\Theta'_x + b)dt$ et si on intègre alors de 0 à t, on obtient l'expression :

$$\frac{1}{2} I\Theta'^2 + \frac{I}{x} \Theta'b + ax \Theta = F_0 bt \quad (2)$$

si on multiplie l'équation (1) par $(\Theta'_x + b)$ et si on intègre alors de 0 à t, on arrive à la formule (3) par une série d'opérations algébriques effectuées suivant le schéma proposé par HILL (1940) et détaillées en annexe :

$$\frac{axt}{Ib} = -\frac{\Theta'}{b} - \left(\frac{F_0}{a} + 1\right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'xa}{bF_0}\right) \quad (3)$$

En éliminant t entre (2) et (3), on obtient alors l'expression :

$$\frac{a\Theta}{I\Theta'_0{}^2} = -\frac{\Theta'}{\Theta'_0} \left(1 + \frac{a}{F_0}\right) - \left(1 + \frac{a}{F_0}\right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'}{\Theta'_0}\right) - \frac{1}{2} \frac{\Theta'^2}{\Theta'_0{}^2}$$

$$\text{où } \Theta'_0 = \frac{bF_0}{ax} \quad (4)$$

Considérons un niveau d'excitation global donné : η .

D'une part, quelle que soit la valeur de ce niveau d'excitation, Θ'_0 - qui représente la valeur maximale de la vitesse atteinte sous charge nulle - ne doit pas varier. D'après la formule (4) ceci implique que le rapport $\frac{a}{F_0}$ reste constant. Il faut donc faire intervenir la valeur de η tant sur a que sur F_0 .

D'autre part, si Θ' représente le maximum de vitesse angulaire atteint au cours du mouvement, Θ peut être considéré

comme sensiblement constant dans les présentes conditions expérimentales (v. LESTIENNE, 1971).

On peut donc écrire, pour une valeur de η donnée :

$$\frac{1}{I} = \frac{\lambda}{\eta a} \left[-\mu \left(\frac{\Theta'}{\gamma} + \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'}{\gamma} \right) \right) - \frac{1}{2} \frac{\Theta'^2}{\gamma^2} \right] \quad (5)$$

qui exprime la relation entre le maximum de vitesse (Θ') et le moment d'inertie (I) avec :

$$\lambda = \frac{\gamma^2}{\Theta} = \text{cte}$$

$$\mu = \left(1 + \frac{a}{F_0} \right) = \text{cte}$$

$$\gamma = \Theta'_0 = \text{cte}$$

$$0 < \eta < 1$$

2 - Détermination expérimentale

L'effet de la valeur de l'inertie sur la pente des relations Q_B -V est réexaminé au cours de la série expérimentale décrite page 135 en relevant, pour chaque mouvement, les valeurs de V et de Q_B . On établit ainsi une famille de courbes Q_B -V chaque courbe correspondant à une condition d'inertie donnée (v. fig. 55). On peut alors considérer un niveau global d'excitation donné ($Q_B = \text{constant}$) et établir une relation vitesse-inertie en associant à chaque valeur de la vitesse atteinte le moment d'inertie correspondant, l'opération pouvant être répétée pour d'autres niveaux d'excitation.

III - RELATIONS ENTRE LES VALEURS MAXIMALES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE

A partir de l'expérimentation dont le protocole est indiqué page 135 et en utilisant le procédé de traitement des données décrit au paragraphe précédent, on peut établir des relations force-vitesse pour un niveau global d'excitation donné. Pour cela, il suffit de relever, pour chaque mouvement, en plus des valeurs de Q_B et de V , celle du maximum de force (F_{max}). On trace alors les courbes Q_B-V et Q_B-F_{max} afin de pouvoir associer à une valeur donnée de Q_B , différents couples de valeurs (F_{max}, V) et établir ainsi une relation force-vitesse pour chaque niveau global d'excitation considéré.

C - RESULTATS

I - RELATIONS ENTRE LES VALEURS INSTANTANÉES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE

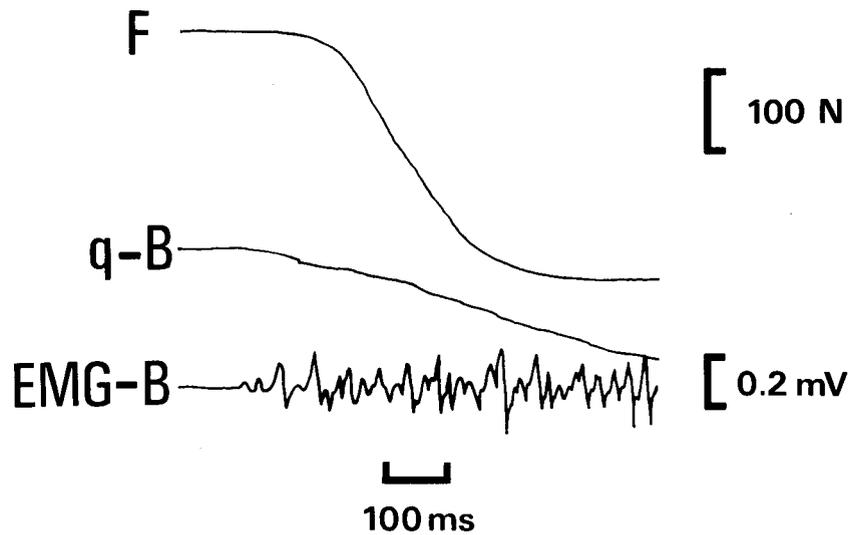
La technique utilisée permettant de disposer des valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement de la composante contractile sous forme analogique, on peut réaliser pour chaque contraction une courbe force-vitesse instantanée à l'aide d'une table traçante.

1 - Allure des relations force-vitesse instantanées au cours de la contraction

a) cas de la contraction isométrique anisotonique

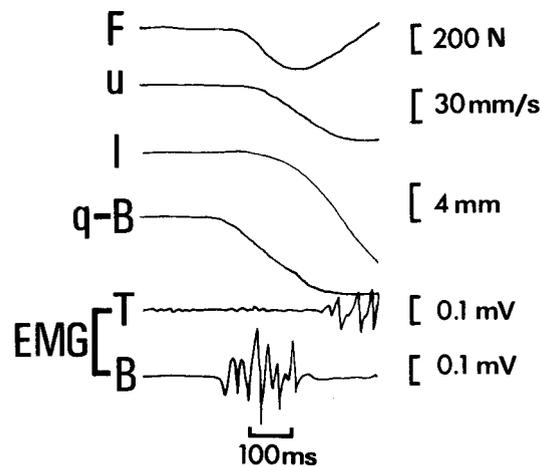
Les relations sont obtenues au cours de la phase de montée de la force musculaire qui précède celle du maintien à un niveau donné (fig. 56). La figure 57 reproduit l'une des relations obtenues en considérant un niveau de force de 5 kg. Ce tracé expérimental montre que : i) force et vitesse partent d'une valeur nulle, ii) la force est continuellement croissante, iii) la vitesse passe par un maximum et s'annule lorsque la force atteint sa valeur maximale, ce qui est compatible avec la théorie puisque $u_c = C \frac{dF}{dt}$.

Même pour un niveau de force donné, on observe d'un enregistrement à l'autre des différences notables dans l'allure des tracés (v. fig. 58) vraisemblablement du fait de variations



cas de la contraction isométrique anisotonique

F : force du fléchisseur équivalent ; q-B : intégration continue de l'EMG du biceps ; EMG-B : électromyogramme global du biceps.



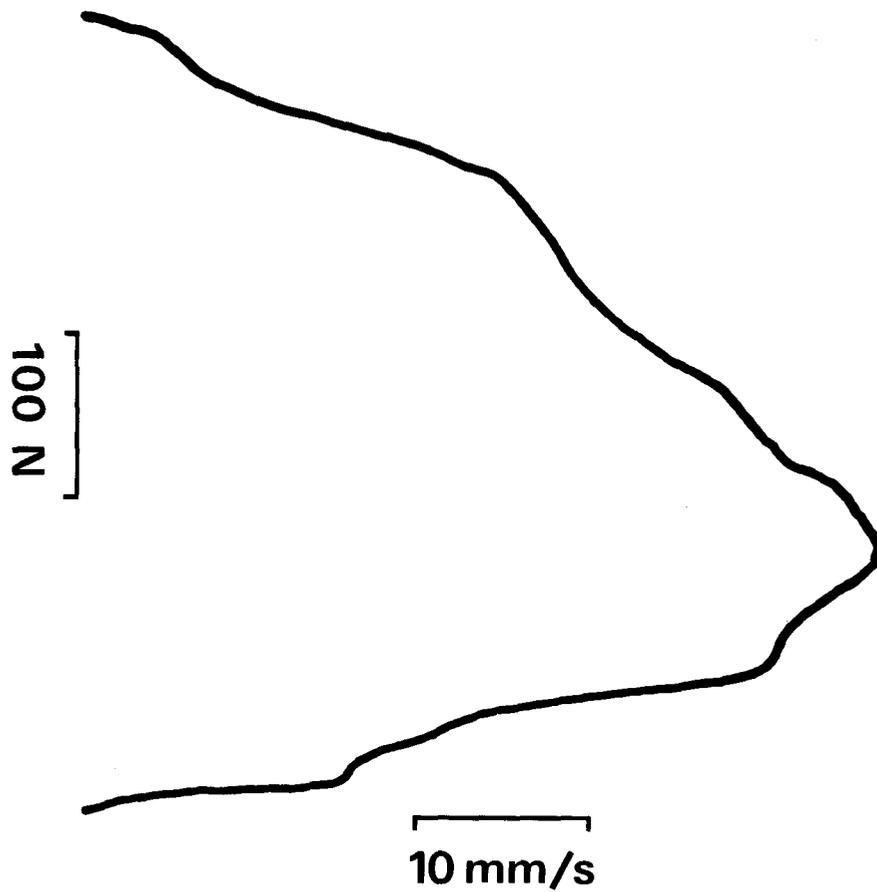
cas de la contraction anisométrique anisotonique

F, u et l : force, vitesse et longueur du fléchisseur équivalent ; q-B : intégration continue de l'EMG du biceps ; EMG : électromyogrammes globaux du triceps (T) et du biceps (B).

- Fig. 56 -

Tracés expérimentaux de contractions anisotoniques.





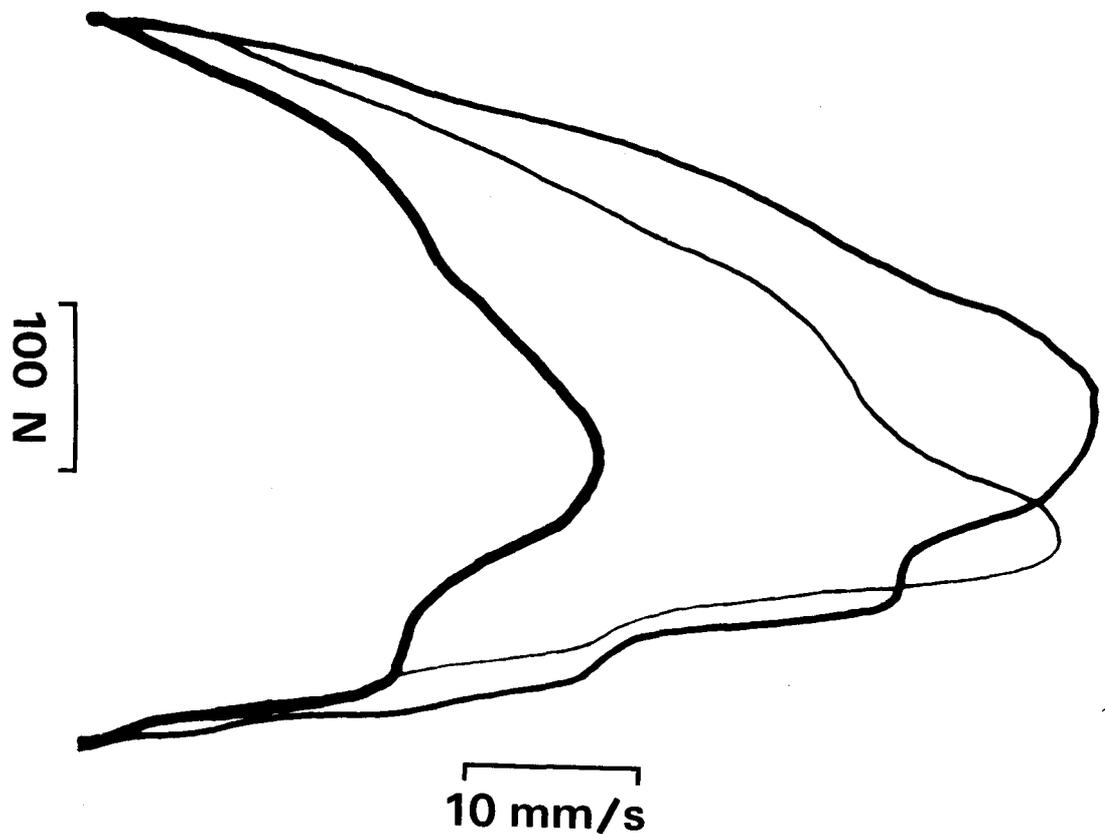
- Fig.57 -

Relation force-vitesse instantanée au cours d'une contraction isométrique anisotonique.

En ordonnée : force du fléchisseur équivalent, en Newtons

En abscisse : vitesse de raccourcissement de la composante contractile du fléchisseur équivalent, en mm/s.





- Fig.58 -

Relations force-vitesse instantanées au cours de trois contractions isométriques anisotoniques.

En ordonnée : force du fléchisseur équivalent, en Newtons
 En abscisse : vitesse de raccourcissement de la composante contractile du fléchisseur équivalent, en mm/s

Pour les trois contractions, le niveau de force atteint est identique. Même lorsque la vitesse atteinte est sensiblement identique (cas des deux tracés les moins épais), on observe d'un enregistrement à l'autre, des différences notables dans l'allure des relations.



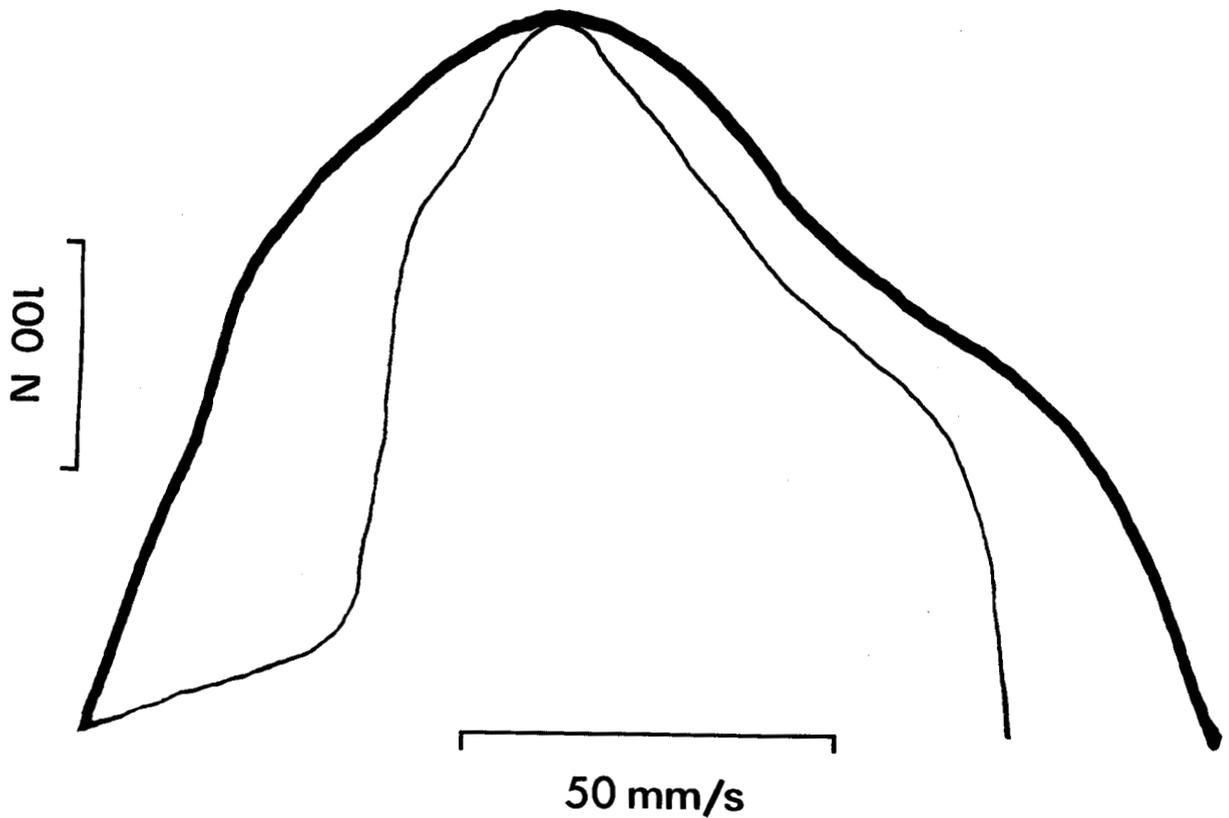
dans les décours temporels des niveaux d'excitation. En effet, les montées d'une même force peuvent être exécutées par le même sujet d'une façon très différente d'une contraction à l'autre.

b) cas de la contraction anisométrique anisotonique

Les relations sont obtenues au cours de la phase "motrice" du mouvement qui correspond au temps mis par la vitesse pour atteindre son maximum (v. fig.56). Puisque la contraction n'est plus isométrique, on doit distinguer la vitesse de raccourcissement du muscle et celle de la composante contractile.

La technique utilisée ici permet d'ailleurs, lors de chaque contraction, de regrouper sur un même graphique la relation force-vitesse au niveau du muscle et la relation force-vitesse au niveau de la composante contractile. La figure 59 reproduit ces deux relations obtenues lors d'un mouvement effectué avec une vitesse maximum de 150 mm/s. On remarque que pour les deux relations i) la vitesse est continuellement croissante, ii) la force passe par un maximum de valeur identique pour les deux relations et s'annule lorsque la vitesse est maximum, ce qui est conforme à la théorie puisque d'une part $u_c = u + C \frac{dF}{dt}$ et d'autre part l'accélération (dérivée de la vitesse) entre dans le calcul de la force.

De plus, on note qu'au début de la contraction, la vitesse contractile est nettement plus importante que la vitesse musculaire : elle atteint d'emblée une valeur proche de celle qu'elle aura lorsque la force sera maximum. Ceci résulte à la fois d'une valeur peu élevée de la vitesse musculaire au tout



- Fig. 59 -

Relation entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement du muscle (trait épais) et de la composante contractile (trait fin) au cours d'une contraction anisométrique anisotonique.

En ordonnée : force du fléchisseur équivalent, en Newtons
 En abscisse : vitesse de raccourcissement, en mm/s

début du mouvement puisque le maximum de force est établi dans des conditions presque isométriques (v. page 100) et d'une valeur importante de la compliance (qui entre dans le calcul de u_c) pour des forces faibles. Enfin, après le maximum de force, les vitesses contractile et musculaire continuent à croître mais la vitesse contractile reste inférieure à la vitesse musculaire.

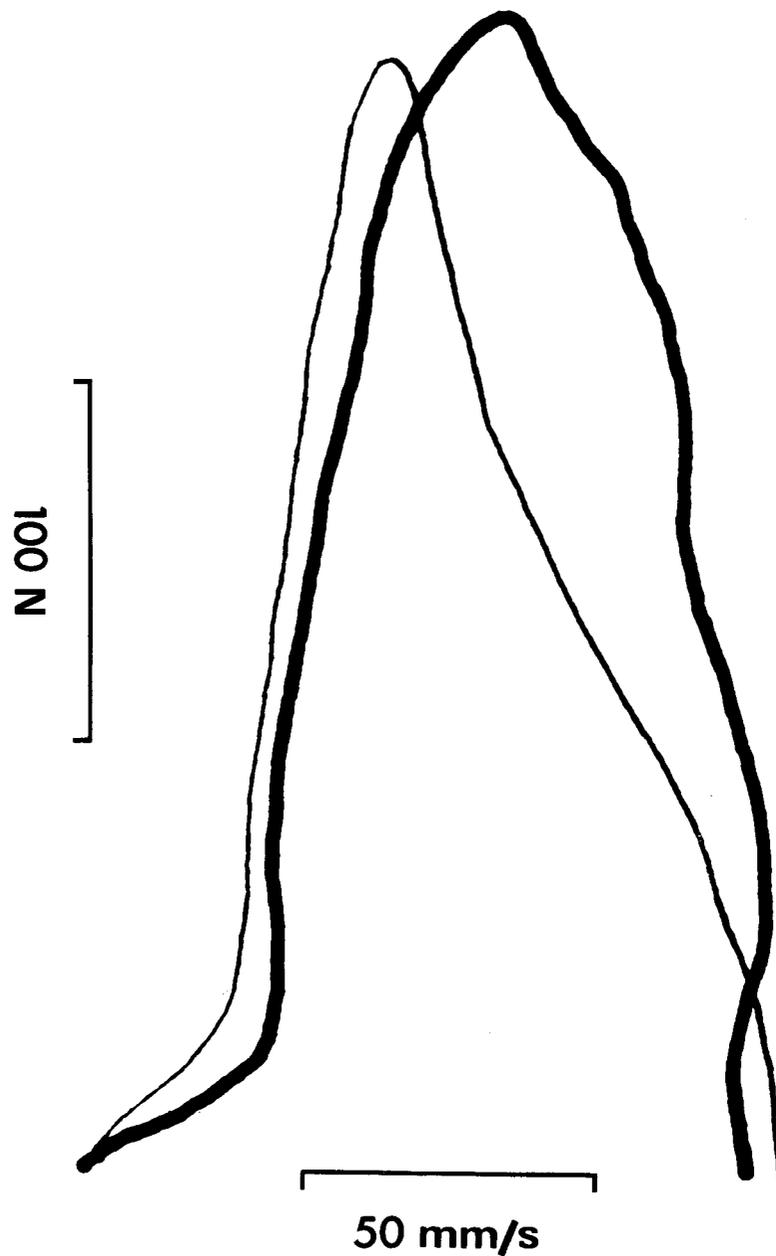
Ce résultat met en évidence le rôle de la composante élastique qui en restituant son énergie potentielle permet au muscle de se raccourcir à une vitesse supérieure à celle de sa composante contractile.

Comme dans le cas de la contraction isométrique, on peut ici aussi attribuer à des variations dans les décours temporels des niveaux d'excitations, les différences dans l'allure des courbes force-vitesse observées d'un mouvement à l'autre même si l'inertie et la vitesse atteinte sont identiques (v. fig. 60).

2 - Relations force-vitesse pour différentes valeurs instantanées du niveau d'excitation

On considère pour chaque contraction (isométrique ou anisométrique) la courbe force-vitesse instantanée et l'évolution temporelle de l'EMG intégré afin de pouvoir établir une famille de courbes force-vitesse, chaque courbe étant construite pour une valeur instantanée donnée du niveau d'excitation.

Pour faciliter le traitement des données expérimentales, et afin de tenir compte de la latence existant entre le mécanogramme et l'électromyogramme, les variations temporelles de



- Fig. 60 -

Relations entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement de la composante contractile du fléchisseur équivalent au cours de deux contractions anisométriques anisotoniques.

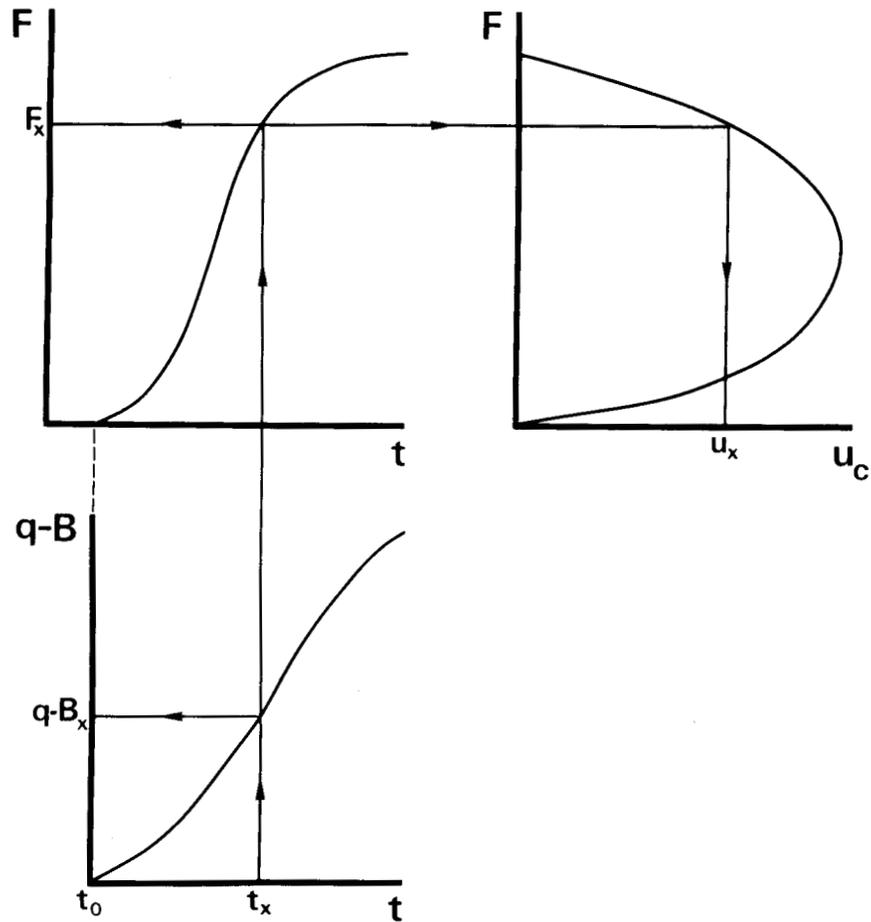
En ordonnée : force du fléchisseur équivalent, en Newtons
 En abscisse : vitesse de raccourcissement de la composante contractile, en mm/s



l'EMG intégré et de la force sont digitalisées sur un ensemble DIDAC. En réglant convenablement le pas d'échantillonnage, on peut obtenir des valeurs de l'EMG intégré et de la force toutes les 10 millisecondes. Ces valeurs sont ensuite associées, après une correction pour la latence qui consiste à choisir pour chaque phénomène l'origine des temps à l'instant où le tracé digitalisé quitte sa ligne de base. Enfin, pour chaque valeur de la force, on obtient la valeur de la vitesse correspondante en se reportant à la courbe force-vitesse instantanée (v. fig. 61). En opérant ainsi pour chaque sujet sur l'ensemble des contractions isométriques ou anisométriques, on peut obtenir des séries de valeurs de force et de vitesse correspondant à la même valeur instantanée de l'EMG intégré.

Puisque l'équation caractéristique force-vitesse associe une chute de force à une augmentation de vitesse, nous n'avons considéré ici que les phases des contractions isométriques et anisométriques présentant des variations de force et de vitesse de sens opposé, à savoir la phase de décroissance de la vitesse dans le cas de la contraction isométrique et la phase de décroissance de la force dans le cas de la contraction anisométrique (v. fig. 57 et 59).

Les résultats montrent que, pour une valeur donnée de l'EMG intégré, la relation force-vitesse se traduit généralement par une droite qui se trouve être très proche d'une parallèle à l'axe des vitesses, tant dans le cas de la contraction isométrique que dans le cas de la contraction anisométrique (v. fig. 62). Cependant, si pour l'ensemble des examens effectués sur les quatre sujets on relève les valeurs des différentes pentes des relations

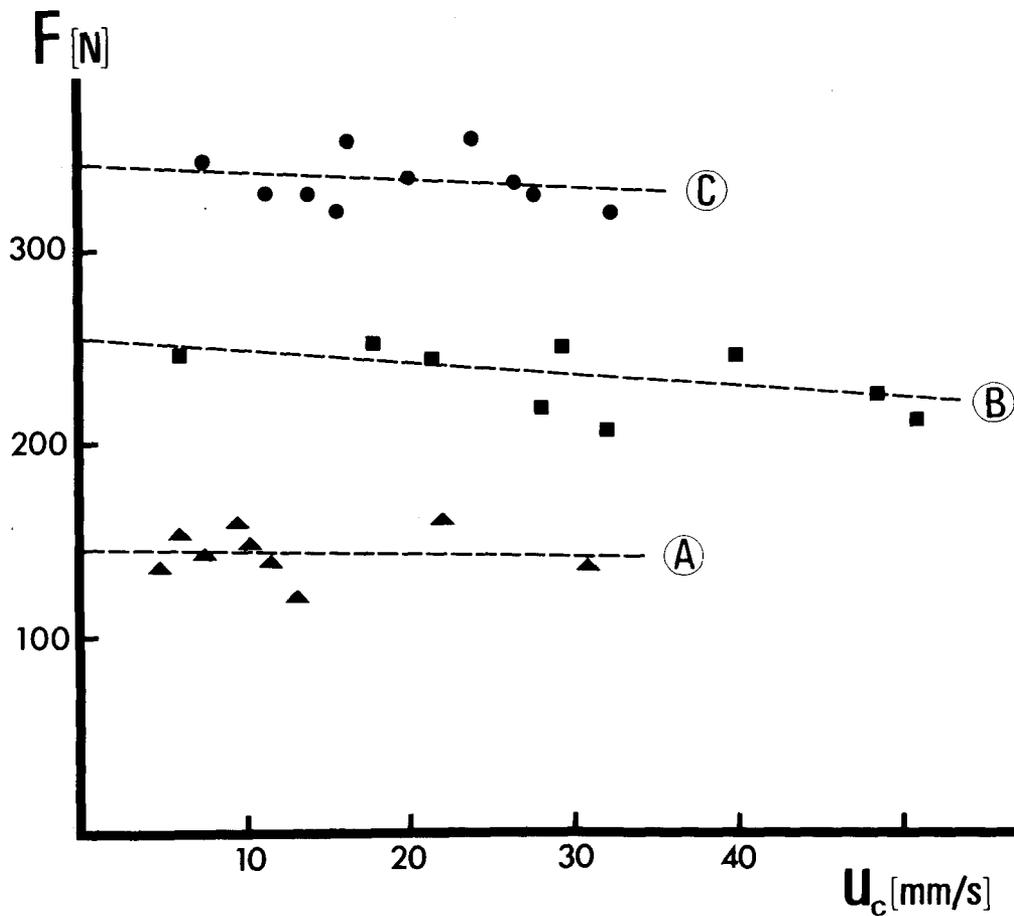


- Fig. 61 -

Schéma du principe d'obtention des relations force-vitesse pour des valeurs instantanées du niveau d'excitation (cas de la contraction isométrique).

Après avoir choisi l'origine des temps (t_0), on peut associer, pour chaque t_x , les valeurs correspondantes de $q-B$ et de F relevées sur les courbes traduisant leurs variations temporelles.

La valeur de u_c est obtenue en se reportant à la courbe force-vitesse instantanée (F, u_c).



- Fig.62 -

Relations entre la force (F) et la vitesse (u_c) pour différentes valeurs instantanées du niveau d'excitation.

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet en considérant trois valeurs instantanées de l'EMG intégré du biceps ($A < B < C$) au cours de contractions isométriques anisotoniques.



force-vitesse calculées par une méthode de moindres carrés, on remarque qu'elles sont effectivement très faibles mais systématiquement négatives (limite supérieure : - 0.13 ; limite inférieure : - 0.01 ; comme pour un examen on considère en moyenne six niveaux d'excitation, ces limites correspondent à un calcul effectué sur 120 pentes). De plus, il faut noter que la dispersion est relativement peu importante et que les valeurs des pentes les plus faibles ne correspondent pas nécessairement aux faibles niveaux d'excitation.

On peut donc conclure que les relations force-vitesse trouvées ici ne sont pas hyperboliques et que, pour une valeur instantanée de l'EMG intégré, l'augmentation de la vitesse se traduit par une chute très discrète de la force.

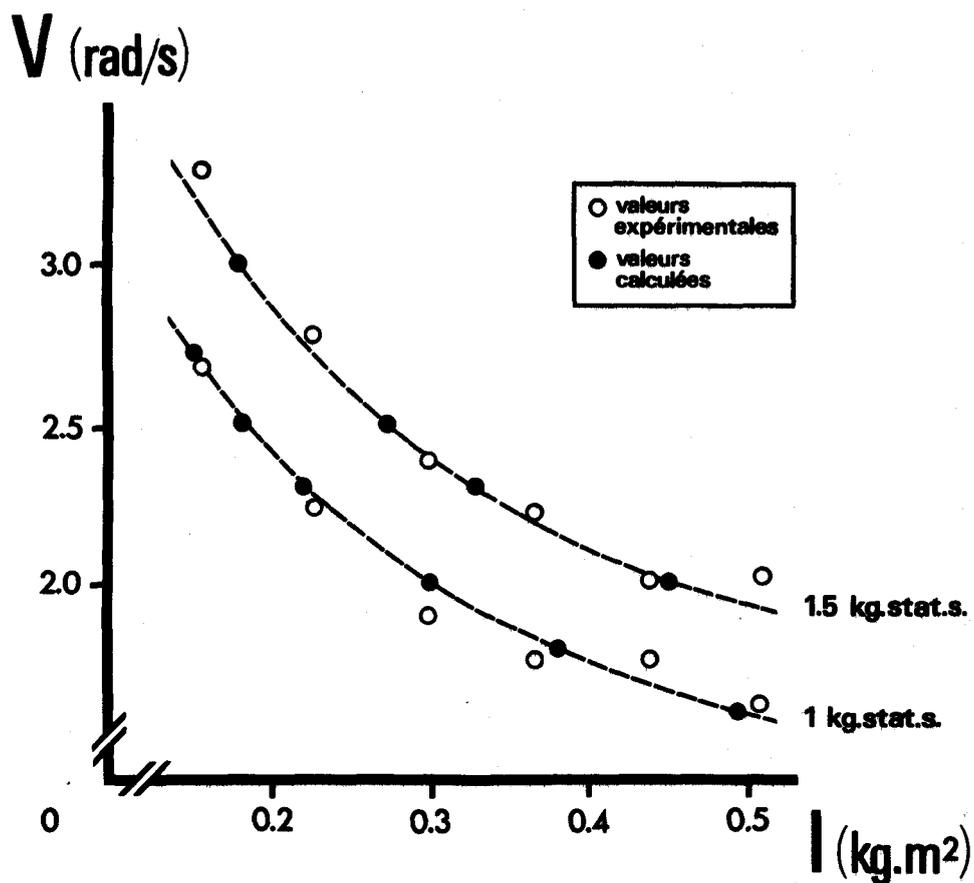
II - RELATIONS ENTRE LA VALEUR MAXIMALE DE LA VITESSE ET LE MOMENT D'INERTIE

La figure 63 montre les relations vitesse-inertie obtenues en considérant deux niveaux globaux d'activité. Les points évidés correspondent aux points expérimentaux déduits de la famille de courbes Q_B -V pour $Q_B = 1$ kg stat.s et $Q_B = 1.5$ kg stat.s (v. fig.55). Les points noirs correspondent aux valeurs calculées à partir de la relation théorique (5) formulée page 139 en opérant comme il suit.

L'équation (5) est mise sous la forme $\eta_a = f(\Theta', I)$ et programmée sur une calculatrice numérique HEWLETT-PACKARD (H.P. 9810). Les variables d'entrée sont Θ' et I et le calcul effectué est celui de η_a . On peut ainsi calculer pour chaque niveau global d'excitation (Q_B), les différentes valeurs de η_a correspondant aux couples de valeurs expérimentales (Θ', I) relevées sur les courbes Q_B -V.

Le tableau VII regroupe les opérations effectuées à partir des résultats obtenus sur un sujet (90 mouvements).

On remarque que, pour un niveau global d'excitation donné (Q_B), η_a est sensiblement constant. En considérant deux valeurs de Q_B dans un rapport donné (1.5), il apparaît que les valeurs moyennes de η_a correspondantes sont dans le même rapport. En effet, si l'on multiplie par 1.5 les valeurs de η_a obtenues pour $Q_B = 1$ kg stat.s, la valeur moyenne calculée (0.254) n'est pas significativement différente de celle correspondant à $Q_B = 1.5$ kg stat.s (0.258), comme le prouve le calcul



- Fig. 63 -

Relations Vitesse-Inertie

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet dans six conditions d'inertie.

Les points évidés correspondent aux valeurs expérimentales déduites des courbes Q_B-V pour $Q_B = 1$ kg stat. s et $Q_B = 1,5$ kg stat. s.

Les points noirs correspondent aux valeurs calculées à partir de la relation théorique formulée page 139 (explications dans le texte).

V : vitesse maximale du mouvement (en rad/s)

I : moment d'inertie du système en rotation (en kg.m²).



du t de STUDENT-FISCHER ($t = 0.25$ pour $N = 12$). Ceci prouve donc que les valeurs expérimentales (V, I) suivent la relation $\eta_a = f(\Theta', I)$.

Pour tracer cette relation sur un graphique Vitesse-Inertie (points noirs de la figure 63), on considère une valeur de Q_B et on donne à η_a la valeur moyenne correspondante en se référant au tableau VII. On écrit alors la relation (5) sous la forme $\Theta' = f(I, \eta_a)$ et sa programmation sur calculatrice numérique permet de calculer, pour chaque valeur de η_a , la vitesse atteinte pour une inertie donnée. Pour l'ensemble des sujets, il existe une bonne concordance entre valeurs expérimentales et valeurs calculées (v. fig.63).

| | 1 kg stat.s | 1.5 kg stat.s | 1 kg stat.s x 1.5 |
|----------------|-------------|---------------|-------------------|
| I ₀ | 0.164 | 0.258 | 0.246 |
| I ₁ | 0.157 | 0.244 | 0.236 |
| I ₂ | 0.189 | 0.249 | 0.284 |
| I ₃ | 0.145 | 0.228 | 0.218 |
| I ₄ | 0.189 | 0.305 | 0.283 |
| I ₅ | 0.173 | 0.265 | 0.259 |
| Moyenne | 0.170 | 0.258 | 0.254 |
| Ecart-type | 0.018 | 0.026 | 0.026 |

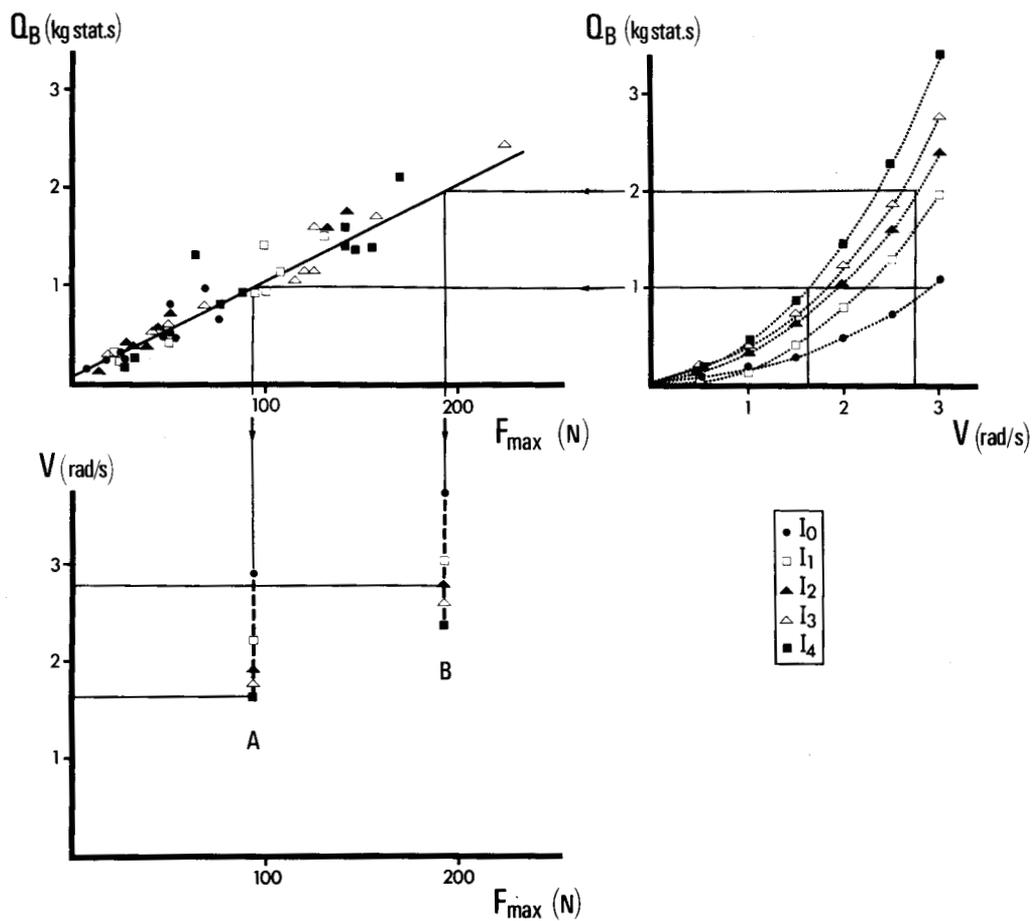
- Tableau VII -

Valeurs de η_a obtenues sur un sujet dans six conditions d'inertie en considérant deux niveaux globaux d'excitation.

III - RELATIONS ENTRE LES VALEURS MAXIMALES DE LA FORCE ET DE LA VITESSE

En regroupant les relations entre l'EMG intégré et, d'une part, la force maximum et, d'autre part, la vitesse maximum pour les différentes conditions d'inertie, il est possible de considérer différents niveaux globaux d'excitation ($Q_B = \text{constant}$) et d'associer à chacun d'entre eux les valeurs maximales de la force et de la vitesse afin d'obtenir des courbes force-vitesse (v. fig. 64).

Or, pour l'ensemble des sujets, 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 masse additionnelle. 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 on représente alors la variation de la vitesse en fonction de la force pour un niveau d'excitation donné A (v. fig. 64), on obtient 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.



- Fig. 64 -

Etablissement d'une relation entre les valeurs maximales de la force (F_{max}) et de la vitesse (V) à partir des relations $Q_B - F_{max}$ et $Q_B - V$.

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



D - DISCUSSION

De l'exposé des résultats, il ressort que, conformément à ce que l'on pouvait présager, les relations obtenues dans les présentes conditions expérimentales sont assez différentes de celles prévues par l'équation de HILL.

Pour discuter de cette différence, il nous a paru souhaitable d'envisager tout d'abord le problème de la signification exacte de l'équation "caractéristique" afin de pouvoir mieux en saisir les limites d'application et de procéder ensuite à l'analyse des résultats en fonction de ces données.

I - SIGNIFICATION DE L'EQUATION DE HILL

1 - Détermination de l'équation caractéristique

Depuis FENN (1923) on savait qu'un muscle effectuant un travail externe pendant une contraction libère plus d'énergie que dans des conditions isométriques. Mais le problème restait posé de montrer pourquoi un muscle tétanisé maximalement développant une force F_0 dans des conditions isométriques ne développe plus qu'une force F ($F < F_0$) lorsqu'on lui permet de se raccourcir à une vitesse u . Comme FENN et MARSH (1935) l'avaient montré, il ne pouvait pas s'agir de l'intervention d'une simple viscosité puisque la relation $F-u$ n'est pas linéaire, contrairement à ce que la théorie visco-élastique (LEVIN et WYMAN, 1927) laissait prévoir. C'est alors qu'en 1938, HILL propose son équation caractéristique.

HILL (1938) montre que lorsqu'un muscle est tétanisé maximalement,

i) le raccourcissement x du muscle nécessite une dépense énergétique supplémentaire constituée d'une quantité de chaleur proportionnelle au raccourcissement (ax) et d'un travail mécanique qui prend la forme Fx , s'il s'agit d'une contraction isotonique (le muscle soulève une charge F sur la distance x) ;

ii) la vitesse à laquelle s'effectue cette mobilisation d'énergie supplémentaire est une fonction linéaire de la charge F et, bien sûr, tend vers zéro quand la charge s'approche de la force isométrique maximale F_0 .

On peut donc écrire :

$$\frac{d}{dt} \left[(F + a)x \right] = b(F_0 - F) \quad (1)$$

$\frac{dx}{dt}$ représentant la vitesse de raccourcissement u , on obtient après quelques transformations l'équation caractéristique :

$$(F + a)(u + b) = (F_0 + a)b \quad (2)$$

que l'on peut aussi écrire :

$$F_0 - F = (F_0 + a) \frac{u}{u + b} \quad (3)$$

2 - Expression de l'équation caractéristique dans le cas de contractions sous-maximales à niveau d'excitation constant

Ce problème a été envisagé par différents auteurs (BIGLAND et LIPPOLD, 1954 ; MASHIMA et coll., 1972 ; PERTUZON, 1972) dans des conditions expérimentales peu comparables mais leurs considérations théoriques qui seules nous intéressent ici concordent parfaitement.

En particulier, ces auteurs notent que, quel que soit le niveau d'excitation (constant) envisagé, il n'y a pas de raison pour que la valeur de la vitesse maximale atteinte sous charge nulle (u_0) ne soit pas identique dans tous les cas. Cette constance de u_0 a d'ailleurs été déjà invoquée à propos de la formulation de la relation Vitesse-Inertie (v. page 138). Si l'on exprime u à partir de l'équation (2), on obtient :

$$u = \frac{bF_0 - bF}{F + a}$$

Or $u = u_0$ pour $F = 0$

$$\text{d'où } u_0 = \frac{bF_0}{a} \quad (4)$$

Soit un niveau d'excitation constant donné \underline{E} ($0 < E < 1$). La force isométrique développée n'est plus F_0 mais $f_0 = E \cdot F_0$. Comme on l'a vu à propos de la relation Vitesse-Inertie (p.138), l'examen de la formule (4) montre que la constante \underline{a} devient dans ces conditions \underline{Ea} pour que u_0 garde la même valeur. En remplaçant dans la formule (3) F_0 par f_0 et a par Ea , on obtient l'expression plus générale :

$$f_0 - F = f_0 \left(1 + \frac{a}{F_0}\right) \left(\frac{u}{u + b}\right) \quad (5)$$

où f_0 représente la force isométrique correspondant au niveau d'excitation E considéré.

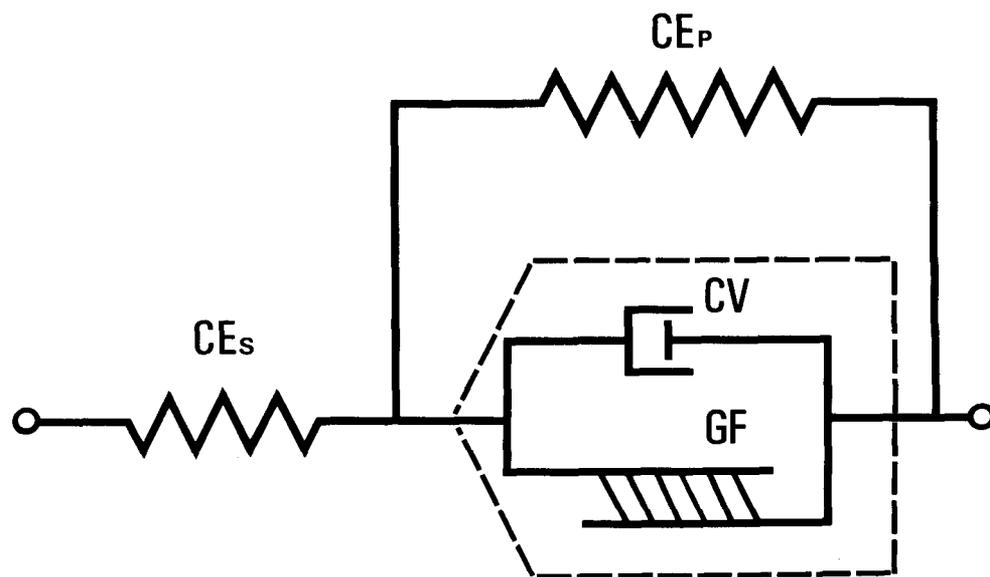
3 - Interprétation

De l'analyse théorique qui précède, il ressort que l'équation de HILL exprime essentiellement, pour un niveau d'excitation constant donné, la relation entre la perte de charge ($f_0 - F$) et la vitesse de raccourcissement.

Quand un muscle se raccourcit à une vitesse u , il n'est plus capable de développer sa force isométrique f_0 mais une force plus faible F . Tout se passe comme si la composante contractile était le siège d'une force visqueuse égale à la différence $f_0 - F$ (viscous-like force : BAHLER et coll., 1967 ; MASHIMA et coll., 1972). L'examen de la formule (5) montre d'ailleurs que pour une valeur de u donnée, ($f_0 - F$) est une fonction linéaire de f_0 , ce qui a été confirmé expérimentalement (MASHIMA et coll., 1972).

Dès lors, il peut être intéressant d'envisager ce problème à partir de la théorie des filaments glissants (HANSON et HUXLEY, 1955) afin de mieux saisir ce qui se passe au niveau du générateur de force. En évaluant la force développée par un muscle à partir du nombre de liaisons actine-myosine et sa vitesse à partir de la variation de l'intervalle entre le site d'actine et la position d'équilibre du site de myosine, HUXLEY (1957) a pu établir une relation force-vitesse d'allure hyperbolique comparable à celle de HILL. On pourrait donc admettre qu'il existe au niveau de chaque interaction actine-myosine une force contractile et une force visqueuse élémentaires, leur somme étendue à toutes les interactions étant égale respectivement à la force contractile f_0 et à la force visqueuse $(f_0 - F)$. Ainsi, $(f_0 - F)$ serait une fonction linéaire de f_0 parce que tous deux sont proportionnels au nombre de sites actine-myosine combinés (MASHIMA et coll., 1972). Tout se passe comme si le générateur de force continuait à développer sa force isométrique f_0 pendant le raccourcissement, la force effectivement observée étant réduite de $(f_0 - F)$ du fait de l'existence d'une viscosité au niveau de chaque interaction actine-myosine.

A partir de ces considérations, on peut proposer un modèle du muscle reproduit sur la figure 65 (d'après MASHIMA et KUSHIMA, 1971) et compatible avec de nombreux modèles opérationnels proposés par différents auteurs, notamment PRINGLE (1960) et PERTUZON (1972). Comme le font remarquer MASHIMA et KUSHIMA (1971), l'introduction d'une composante visqueuse (viscous-like component) ne signifie évidemment pas un retour au modèle simplement visco - élastique de GASSER et HILL (1924)



- Fig.65 -

Modèle de muscle.

(d'après MASHIMA et KUSHIMA, 1971)

- GF : générateur de force
- CV : composante visqueuse
- CE_s : composante élastique-série
- CE_p : composante élastique-parallèle.

La composante contractile est délimitée par des tirets.



ou de LEVIN et WYMAN (1927). Dans le modèle de la figure 65, cette composante visqueuse est associée au générateur de force et permet d'exprimer la différence $f_0 - F$.

II - APPLICABILITE DE L'EQUATION DE HILL A DES CONTRACTIONS ANISOTONIQUES

Il s'agit là d'une condition expérimentale que l'on rencontre souvent lors de l'étude du mouvement naturel. Nous envisagerons successivement le cas de la contraction sous-maximale et celui de la contraction maximale.

1 - Cas de la contraction sous-maximale

Dans le cas de la contraction sous-maximale anisotonique, force, vitesse et niveau d'excitation varient constamment. Dans ces conditions, nos résultats montrent qu'il n'apparaît pas de relation "caractéristique" entre la force et la vitesse, que l'on considère leurs valeurs instantanées ou leurs valeurs maximales. Par contre, pour une valeur donnée du niveau global d'activité, nous avons mis en évidence une relation Vitesse-Inertie déductible de l'équation de HILL.

a) relations force-vitesse pour différentes valeurs instantanées du niveau d'excitation

Nous avons montré que, pour une valeur instantanée donnée de l'EMG intégré, la relation entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse peut être assimilée à une droite, de pente très faible mais systématiquement négative : l'augmentation de vitesse se traduit par une chute de force très discrète.

Ce résultat est plutôt inattendu si l'on se réfère aux données classiques concernant l'équation de HILL. En effet, au vu

de certains résultats (BIGLAND et LIPPOLD, 1954 ; MASHIMA et coll., 1972), on peut considérer qu'il existe une famille de relations hyperboliques force-vitesse, chaque hyperbole étant caractéristique d'un niveau d'excitation constant (v. fig.53). Il suffit alors d'admettre que chacune de ces relations est valable en valeurs instantanées - ainsi que l'a suggéré HILL (1970) - pour conclure à l'existence d'une relation tridimensionnelle force-vitesse - niveau d'excitation. Ainsi, au cours de l'évolution d'une contraction, le muscle "emprunterait" successivement différentes hyperboles force-vitesse.

Dès lors, on devrait plutôt s'attendre à ce que, dans les présentes conditions expérimentales, on arrive à reconstituer une hyperbole à partir des couples de points force-vitesse correspondant à différents mouvements mais à une même valeur instantanée de l'EMG intégré.

L'allure des relations force-vitesse trouvées ici pourrait éventuellement s'expliquer par le fait que la valeur instantanée de l'EMG intégré ne constitue pas un indice suffisamment précis et sensible de la valeur instantanée du niveau d'excitation. En effet, dans le chapitre II, nous avons montré uniquement que le niveau d'excitation global pouvait être apprécié à partir de la valeur intégrée de l'électromyogramme de surface comptée sur la totalité de la phase motrice du mouvement considéré. Au vu des résultats, on pourrait très bien admettre que la valeur instantanée de l'EMG intégré est beaucoup plus sensible à la variation de la force qu'à celle de la vitesse dont l'effet se trouverait ainsi masqué. Certaines considérations d'ordre technique déjà exposées (v. page 52) tendent d'ailleurs à prouver que l'opération d'intégration

risque de ne pas traduire avec suffisamment de fidélité les variations du niveau d'excitation.

Ainsi, avec une technique d'appréciation du niveau d'excitation plus adéquate, il est fort probable que les relations force-vitesse trouvées ici n'auraient pas cette allure de droites de pente aussi peu accentuée. Mais il y a aussi de fortes chances pour que les relations obtenues avec un indice différent de l'EMG intégré ne soient pas hyperboliques. En effet, à un instant donné d'une contraction anisotonique, la relation entre les valeurs de la force et de la vitesse n'exprime pas uniquement - comme on l'a vu au paragraphe précédent pour l'équation de HILL - l'intervention d'un phénomène de type visqueux (la perte de charge $f_0 - F$) à cause de la variation continue du niveau d'excitation.

Quel que soit le type de contraction étudié, il est certain que l'effet de la vitesse se traduit par une perte de charge au niveau de la composante contractile. Mais, pour reprendre le modèle de la figure 65, les résultats obtenus ici prouvent que cette perte de charge ne s'exprime pas par une relation force-vitesse hyperbolique si, au moment de la mesure de la vitesse, le générateur de force ne développe plus la même force qu'en contraction isométrique (f_0).

Ainsi, la nécessité d'une certaine stabilité du niveau d'excitation qui se dégageait d'une analyse de la littérature s'explique par le fait que, pour vérifier l'équation de HILL, il faut qu'à chaque instant la force théoriquement développable par le muscle soit f_0 . Dans ces conditions, rien ne s'oppose à ce que la relation force-vitesse soit aussi valable en valeurs instantanées.

Cependant, il faut noter que, dans le cas où f_0 n'est pas constant, il reste la possibilité de modifier l'équation de HILL si l'on connaît avec suffisamment de précision la fonction exprimant les variations de f_0 . C'est ainsi qu'en remplaçant la force isométrique par une fonction exprimant l'intensité de l'état actif, RITCHIE et WILKIE (1958) ont pu montrer que l'équation de HILL était vérifiée dans le cas de la secousse musculaire.

b) relations entre les valeurs maximales de la force et de la vitesse

Nous avons montré que les relations force-vitesse obtenues en considérant un niveau global d'activité donné se traduisent par une droite sensiblement parallèle à l'axe des vitesses. Il s'agit là d'un résultat très critiquable. En effet, nos conditions expérimentales sont telles qu'il ne nous est pas possible de comparer la valeur du maximum de vitesse et celle de la force correspondante puisque lorsque la vitesse est maximum, l'accélération - donc la force - est toujours nulle. Nous sommes donc amenés à relier entre eux des maxima de force et de vitesse qui ne surviennent pas au même instant. De plus, le caractère de linéarité de la relation n'exprime aucune propriété particulière et ne résulte que du mode d'expression des résultats : puisqu'il n'existe qu'une seule courbe $Q-F_{\max}$ et autant de courbes $Q-V$ que de conditions d'inerties considérées, il est normal que pour une valeur de Q donnée, la relation $F-V$ soit linéaire et parallèle à l'axe des vitesses. Ce résultat ne présente l'avantage que de rappeler d'anciens résultats de DERN et coll. (1947) obtenus au cours de mouvements maximaux et qui seront analysés au paragraphe 2.

c) relations vitesse-inertie pour un niveau global
d'activité donné

En considérant un niveau global d'activité donné, nous avons montré qu'il existait une relation entre la valeur maximale de la vitesse atteinte et l'inertie déplacée. Pour déterminer expérimentalement cette relation - qui est d'ailleurs déductible de l'équation de HILL - nous sommes amenés à choisir un niveau global d'excitation et cette opération est comparable à celle qui consiste - dans l'équation de HILL à choisir une référence isométrique (f_0). Avec ce niveau global d'excitation (exprimé d'ailleurs en kg. statiques. seconde) on peut, soit maintenir une charge donnée pendant un certain temps, soit déplacer une inertie à une certaine vitesse et l'on remarque que plus l'inertie est faible, plus la vitesse est importante.

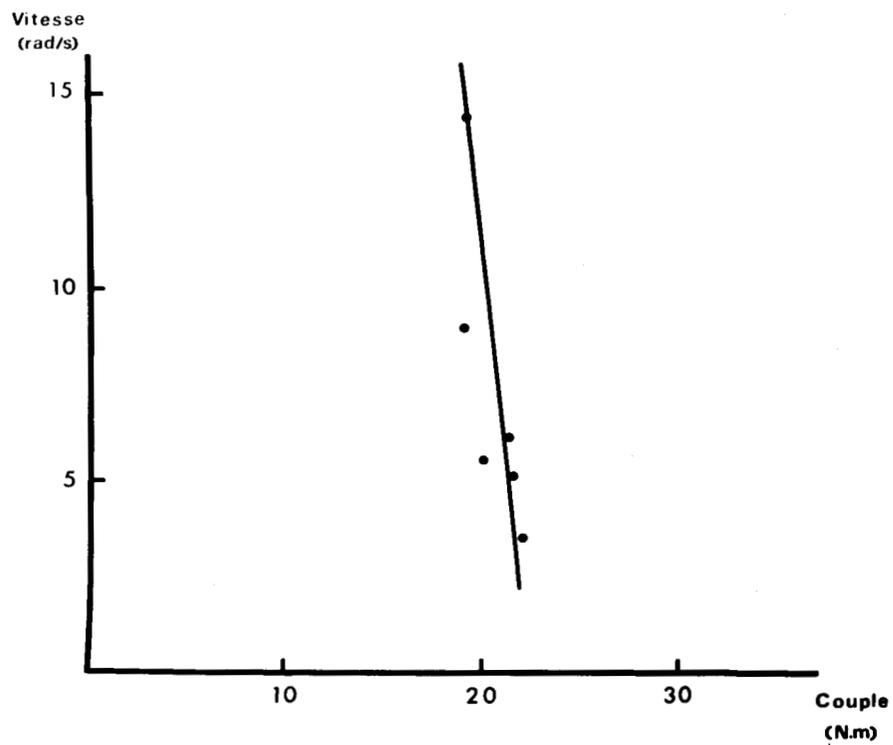
Dans la détermination de l'équation caractéristique force-vitesse ou de la relation vitesse-inertie, ce n'est pas le niveau d'excitation en tant que tel qui intervient : l'élément important paraît en définitive être la possibilité d'attribuer uniquement à la vitesse, la chute de force exprimée par $f_0 - F$ s'il s'agit de la relation force-vitesse ou en terme d'inertie déplacée s'il s'agit de la relation vitesse-inertie. Comme on l'a vu plus haut, il est bien évident que, dans le cas de l'équation caractéristique, l'opération $f_0 - F$ n'a une signification que dans la mesure où la force théoriquement développable par le muscle et effectivement développée par le générateur de force est f_0 . C'est pourquoi, la plupart des expérimentations concluant à la validité de l'équation de HILL sont effectuées à niveau d'excitation constant et avec des variations de longueur faibles, afin de se prémunir d'une variation de f_0 .

Dans le cas de la relation vitesse-inertie, cette force théorique est exprimée par le niveau global d'activité considéré.

A aucun moment, il n'est nécessaire de faire appel à la valeur instantanée du niveau d'excitation qui peut être constamment variable. Seul le niveau d'excitation global intervient dans la formulation de la relation vitesse-inertie qui exprime simplement que plus la vitesse atteinte avec un niveau global d'excitation donné est importante, plus la force effectivement développée par le muscle (exprimée en terme d'inertie déplacée) est faible.

2 - Cas de la contraction maximale

Etudiant des mouvements maximaux de flexion de l'avant-bras humain, au cours d'expériences où ils modifiaient la nature de la force opposée au muscle, DERN et coll. (1947) ont décrit dans le cas du mouvement contre inertie des relations force-vitesse se traduisant, comme celles que nous avons obtenues dans des conditions sous-maximales, par des droites sensiblement parallèles à l'axe des vitesses (v. fig.66). Ces résultats, analysés en détail dans un mémoire précédent (GOUBEL, 1970) sont très contestables. En effet, DERN et coll. (1947) élaborent tous leurs résultats à partir de l'existence d'une phase du mouvement où le sujet développe un couple constant pendant un temps suffisamment long. Ils précisent d'ailleurs que cette phase peut durer jusqu'à 600 millisecondes et que sa présence ne dépend pas de la nature de la force opposée au muscle. L'existence d'une telle phase à couple constant n'a jamais été confirmée ni par WILKIE (1950) ni par PERTUZON (1972) qui ont prouvé au contraire la validité de l'équation caractéristique.



- Fig. 66 -

Relation force-vitesse.

(d'après DERN et coll., 1947)

La force développée par le sujet est exprimée en termes de couple. Le graphique concerne uniquement des mouvements maximaux effectués contre inertie.



a) la relation force-vitesse caractéristique

Dans le cas du mouvement maximal, on peut étudier directement la relation force-vitesse en valeurs instantanées. En effet, du fait du caractère de maximalité de la contraction, le niveau d'excitation du muscle est sensiblement constant dès que la force a atteint sa valeur maximale. On associe alors à chaque valeur de vitesse de raccourcissement, la valeur de la force correspondante en ne considérant pas la phase de croissance de la force. Les résultats montrent qu'il existe une relation hyperbolique entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse (PERTUZON, 1972). Ceci prouve que l'équation $F_0 - F = (F_0 + a) \frac{u}{u + b}$ (v. page 151) est aussi valable en valeurs instantanées. Ce résultat appelle pourtant un commentaire en ce qui concerne sa détermination au cours d'un mouvement maximal. En effet, la variation de longueur du muscle est dans ce cas suffisamment importante pour que F_0 n'ait pas la même valeur tout au long de la contraction. On peut alors, dans ce cas, s'interroger sur la signification de l'opération $F_0 - F$ et se demander s'il ne serait pas préférable de tenir compte de la variation de F_0 en fonction de la longueur l du muscle. Il s'agit là d'une simple considération théorique que les résultats de PERTUZON (1972) ne semblent pas confirmer. Enfin, il faut signaler que pour l'école de HILL (v. notamment JEWELL et WILKIE, 1958) le délai entre une variation de force et une variation de vitesse serait très bref (1 à 6 ms) alors que la théorie de HUXLEY (1957) prévoit un délai beaucoup plus long risquant alors de rendre problématique l'existence d'une relation force-vitesse valable en valeurs instantanées.

b) la relation vitesse-inertie

Dans le cas de mouvements maximaux, dont l'amplitude est d'environ 90°, la mise en évidence d'une relation vitesse-inertie est problématique. En effet, d'une part la détermination expérimentale de cette relation passe par l'établissement de relations EMG intégré-vitesse qui, pour être exploitables, doivent être peu dispersées. Or, il a été montré au chapitre II que les relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques peuvent présenter une dispersion notable si l'on considère des mouvements d'amplitude importante. D'autre part, la formulation proposée pour la relation implique que les mesures soient toutes effectuées pour une même valeur de l'angle de flexion (v. page 138). Cette nécessité a d'ailleurs une justification théorique. En effet, comme l'a noté PERTUZON (1972), le couplage entre le muscle et le mouvement est tel que, dans le cas général, l'inertie déplacée (I) se traduit vis à vis du muscle par une masse variable (m). A partir des équations exposées au chapitre I, il est possible d'obtenir la relation :

$$m = I \cdot \frac{4 l^2}{[l^2 - (a - b)^2] [(a + b)^2 - l^2]}$$

$$\text{avec } l = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \alpha}$$

Cette relation montre que, pour que d'un mouvement à un autre, l'inertie déplacée se traduise par une même valeur de masse au niveau du muscle, il faut que les mesures soient toutes effectuées pour une même valeur de α . Cette condition n'étant pas remplie ici, on conçoit le peu d'intérêt que présenterait la mise en évidence d'une relation vitesse-inertie au cours du mouvement maximal.

III - CONCLUSION

De l'ensemble des résultats discutés ici, il ressort qu'une relation hyperbolique force-vitesse peut être mise en évidence dès qu'il est possible :

- i) d'exprimer une force isométrique de référence, maximale (F_0) ou non (f_0),
- ii) de calculer la force F développée lorsque le muscle se raccourcit à une vitesse u ,
- iii) de s'assurer qu'à la vitesse u , la référence isométrique est toujours la même. Pour ce faire, le procédé le plus simple consiste à réaliser les expérimentations à niveau d'excitation constant et avec des variations de longueur faibles, évitant ainsi la variation de f_0 ou de F_0 .

Dans ces conditions, il apparaît que des familles de relations force-vitesse peuvent être mises en évidence pour différents niveaux d'excitation. Rien ne s'oppose à ce que chacune de ces relations soit valable en valeurs instantanées si ce n'est le délai entre les variations respectives de la force et de la vitesse. Cependant, cela n'implique pas qu'au cours de l'évolution d'une contraction, le muscle "emprunte" successivement les différentes hyperboles correspondant aux valeurs instantanées de son niveau d'excitation. En effet, dans un mouvement sous-maximal naturel, à niveau d'excitation constamment variable, il n'apparaît pas de relation force-vitesse caractéristique, même en considérant des valeurs instantanées données du niveau d'excitation.

Toutefois, en considérant un niveau global d'excitation (qui fait office de référence isométrique) on peut établir, non pas une relation force-vitesse, (puisque les conditions expérimentales sont telles qu'à l'instant où doit s'effectuer la mesure de la vitesse, la force est nulle), mais une relation Vitesse-Inertie déductible de l'équation de HILL.

CHAPITRE V

DISCUSSION GENERALE

- CHAPITRE V -

DISCUSSION GENERALE

| | |
|---|-----|
| A - <u>COMPATIBILITE DES RELATIONS CARACTERISTIQUES</u> <u>DU FLECHISSEUR EQUIVALENT</u> | 166 |
| I - INTERPRETATION DE LA RELATION Q-W EN FONCTION DU MODELE A DEUX COMPOSANTES | 166 |
| 1 - La relation Q-W, propriété de la composante contractile | 166 |
| a - cas du mouvement contre une charge | 166 |
| b - généralisation au mouvement contre inertie | 168 |
| c - conclusion | 169 |
| 2 - Application à l'évaluation de l'importance de l'énergie élastique dans l'amélioration de la capacité de travail du muscle | 169 |
| II - COMPATIBILITE DES RELATIONS Q-W ET VITESSE-INERTIE | 172 |
| 1 - Preuve expérimentale | 172 |
| 2 - Généralisation : compatibilité de la relation Q-W avec une relation entre variables mécaniques | 173 |

| | |
|---|-----|
| B - <u>INTERPRETATION DES PROPRIETES DU FLECHISSEUR</u> <u>EQUIVALENT EN TERMES DE MUSCLE VRAI</u> | 175 |
| I - RELATION EMG INTEGRE-TRAVAIL MECANIQUE | 175 |
| II - RELATION COMPLIANCE-FORCE | 179 |
| III - RELATION VITESSE-INERTIE | 185 |
| IV - CONCLUSION | 187 |

De l'ensemble des résultats exposés dans ce mémoire, il ressort que trois relations caractérisent le fléchisseur équivalent en contraction anisométrique sous-maximale : vitesse-inertie, compliance-force et EMG intégré (Q) - travail mécanique (W). La première concerne la composante contractile, la seconde la composante élastique et la troisième a été mise en évidence au niveau de l'ensemble du muscle. Afin de pouvoir discuter de la compatibilité de ces relations, il s'avère donc nécessaire d'envisager en premier lieu l'interprétation de la relation Q-W en termes de travail contractile et de travail élastique.

Puisque ces différentes relations concernent en fait un muscle fictif représentant un groupe musculaire, la seconde partie de la discussion portera sur la signification des résultats par rapport aux différents muscles composant le groupe des fléchisseurs du coude.

A - COMPATIBILITE DES RELATIONS

CARACTERISTIQUES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

I - INTERPRETATION DE LA RELATION Q-W EN FONCTION DU MODELE A DEUX COMPOSANTES

Si l'on admet l'hypothèse du Muscle Equivalent, la relation Q-W peut être analysée en fonction du modèle à deux composantes de HILL (1938) et le travail mécanique séparé en travail contractile et travail élastique.

1 - La relation Q-W, propriété de la composante contractile

a) cas du mouvement contre une charge

Que le mouvement sous-maximal de flexion du coude soit effectué contre une inertie ou contre une charge, nous avons pu montrer au chapitre II, qu'il existe dans les deux cas une relation linéaire et de même pente liant l'EMG intégré du biceps (Q_B) au travail mécanique (W).

Or, lorsqu'un muscle se contracte contre une charge, on sait qu'il n'y aura mouvement que lorsque la force musculaire aura égalé la force correspondant à cette charge (ici, le poids à soulever). Dans ces conditions, tout travail dynamique contre une charge 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 ; il n'est pas possible d'en tenir compte dans l'évaluation du travail mécanique bien qu'il y ait au cours de cette phase stockage d'énergie potentielle dans les éléments élastiques étirés par les éléments contractiles (v. AUBERT, 1956).

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 est compensé par un surcroît de travail mécanique. 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 pendant la phase de décroissance de l'accélération avant que le maximum de vitesse soit atteint. Cette libération d'énergie mécanique, qui se traduirait par l'obtention d'une vitesse maximum plus importante, compenserait alors le supplément d'activité électrique développée au cours de la phase de travail statique.

Cette restitution d'énergie élastique peut d'ailleurs être mise en évidence à partir de la relation Q-W. En effet, puisqu'à partir de la relation compliance-force, il est possible d'apprécier la valeur du stockage d'énergie élastique (v. page 113), on peut reprendre les valeurs de W obtenues dans le cas des mouvements contre une charge et soustraire de chacune d'entre elles la valeur de l'énergie élastique stockée au cours de la phase isométrique, à l'aide de la relation $F = f(W_E)$ représentée sur la figure 50. On

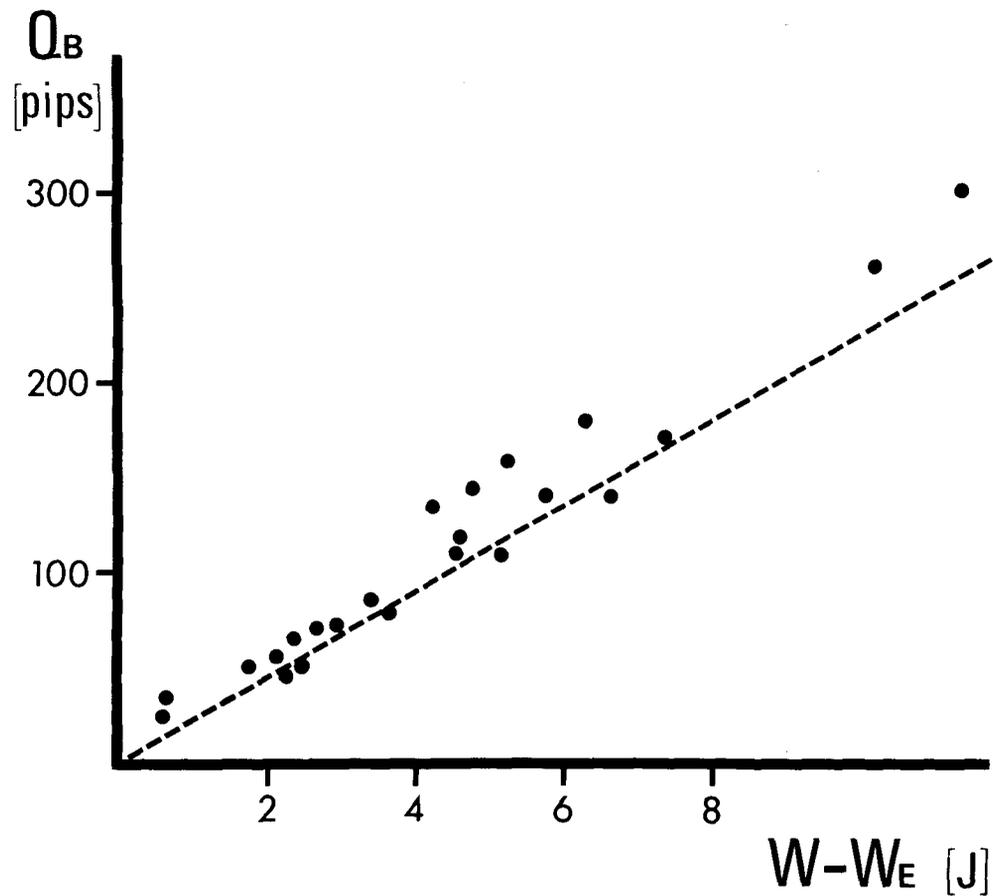
établit alors un graphique $Q_B - (W - W_E)$ dont les points expérimentaux sont assez éloignés de ceux ayant permis l'établissement de la relation $Q-W$ pour les mouvements contre inertie (fig. 67).

Il apparaît donc que, du fait de la valeur non négligeable de l'énergie potentielle élastique, son stockage lors d'un mouvement contre une charge doit être suivi d'une restitution pour que la relation $Q_B - W$ reste identique à celle décrite pour le mouvement contre inertie.

b) généralisation au mouvement contre inertie

Dans un mouvement contre inertie, le stockage d'énergie potentielle est certainement beaucoup plus réduit puisque rien ne s'oppose au raccourcissement immédiat du muscle et, du fait de la limitation d'amplitude du mouvement, la composante élastique n'a pas le temps d'être complètement étirée. Cependant, on peut penser que le processus de stockage - restitution invoqué plus haut est applicable au mouvement contre inertie tout au moins lorsque son arrêt est obtenu par visée.

En effet, lors d'un mouvement à arrêt par percussion, surtout s'il est effectué à une vitesse assez rapide, la phase de restitution d'énergie potentielle est nécessairement réduite puisque les sujets sont invités à accroître leur effort jusqu'au moment de la percussion sur la butée. Dès lors, pour un niveau d'excitation donné, la vitesse maximum atteinte dans ces conditions devrait être plus faible que si l'arrêt est obtenu par visée. Or, il n'existe pas de différence significative entre les pentes des relations $Q-W$ pour les deux types d'arrêt. On peut donc penser



- Fig.67 -

Mise en évidence du processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique.

Q_B : EMG intégré du biceps, en pips ; W : travail mécanique, en joules ; W_E : énergie élastique stockée, en joules.

Les points $[Q_B, (W - W_E)]$ se trouvant décalés par rapport à la relation $Q_B - W$ correspondant aux mouvements contre inertie (représentée en tirets), il apparaît que l'énergie potentielle élastique stockée lors d'un mouvement contre une charge doit être restituée pour que les relations $Q_B - W$ soient identiques pour les deux types de mouvements.



que l'énergie potentielle stockée est relativement faible par rapport au travail fourni et que sa non-restitution n'introduit qu'une légère dispersion dans la gamme des vitesses rapides.

c) conclusion

Que l'énergie potentielle stockée dans la composante élastique soit faible (mouvement contre inertie) ou importante (mouvement contre une charge), il existe dans les deux cas une même relation linéaire liant l'EMG intégré du fléchisseur équivalent (Q_B) au travail mécanique (W). La linéarité de la relation $Q-W$ n'est donc pas imputable à la composante élastique-série qui restitue son énergie potentielle après l'avoir stockée. On peut en conclure que cette linéarité constitue une propriété de la composante contractile du fléchisseur équivalent.

2 - Application à l'évaluation de l'importance de l'énergie élastique dans l'amélioration de la capacité de travail du muscle

S'il est admis que la composante élastique-série est capable d'emmagasiner de l'énergie potentielle, l'intérêt d'un tel stockage dans l'amélioration de la capacité de travail du muscle est sujet à de nombreuses controverses. Pour certains auteurs, (FENN, 1957 ; ELFTMANN, 1966), le rôle ainsi joué par l'élasticité musculaire est négligeable alors que pour d'autres (MARGARIA et coll., 1963 ; CAVAGNA et coll., 1964), l'énergie élastique emmagasinée lors d'un étirement peut être réutilisée lors du raccourcissement musculaire.

Nos résultats concernant l'identité des pentes des relations Q_B-W dans un mouvement contre inertie ou contre une charge permettent de préciser cette question. En effet, dans un mouvement contre une charge, l'étirement préalable du biceps contracté (phase isométrique) permet à ce muscle de fournir un travail plus important en restituant cette énergie potentielle élastique. Mais comme ce préétirement est réalisé par le muscle lui-même, l'accumulation de l'énergie élastique nécessite une dépense énergétique qui se traduit notamment par le développement d'une activité électromyographique. On observe alors que le rapport entre l'EMG intégré et le travail fourni reste exactement le même que lorsque le muscle n'est pas préétiré (mouvement contre inertie). Apparemment, l'énergie élastique ne contribue pas ici à améliorer la capacité de travail du muscle.

C'est à partir de telles considérations que certains auteurs (v. notamment FENN, 1957) ont pu admettre comme négligeable le rôle de l'énergie potentielle élastique en argumentant que celle-ci n'est pas rentable puisqu'elle nécessite le maintien d'un état de contraction donc une dépense énergétique supplémentaire. Pratiquement, le problème se pose de façon assez différente puisque, dans la plupart des mouvements - notamment dans le cas de la marche (MARGARIA, 1968) et du mouvement de va-et-vient (CNOCKAERT, 1968) -, le préétirement correspond à une phase de travail résistant où le muscle impliqué dans la phase dynamique suivante doit être nécessairement contracté soit pour prévenir une tombée en avant (cas de la marche), soit limiter l'extension (cas du mouvement de va-et-vient). De cette manière, comme l'a rappelé CAVAGNA (1969) : "la fraction de travail extérieur qui est due

au travail accompli sur le muscle ne demande pas une dépense d'énergie supplémentaire mais seulement celle qui est strictement nécessaire pour permettre l'exercice".

Si l'on veut apprécier plus justement le rôle joué par l'énergie potentielle élastique dans l'amélioration de la capacité de travail du muscle, il apparaît donc que, dans chaque condition expérimentale, il convient d'évaluer l'origine et le coût énergétique du préétirement de la composante élastique-série.

II - COMPATIBILITE DES RELATIONS Q-W ET VITESSE-INERTIE

De l'analyse qui précède, il ressort que la proportionnalité entre l'EMG intégré et le travail mécanique peut être considérée comme une propriété de la composante contractile du fléchisseur équivalent. Puisque la relation compliance-force caractérise la composante élastique, le problème de la compatibilité des différentes relations ne se pose que pour les relations Q-W et Vitesse-Inertie qui ont été attribuées toutes deux à la composante contractile.

1 - Preuve expérimentale

D'après le mode d'expression des résultats choisi, chaque courbe Vitesse-Inertie est établie en considérant une même valeur de l'EMG intégré. L'ensemble des points expérimentaux d'une même courbe doit donc correspondre à une même valeur du travail mécanique si les relations Vitesse-Inertie et Q-W sont compatibles.

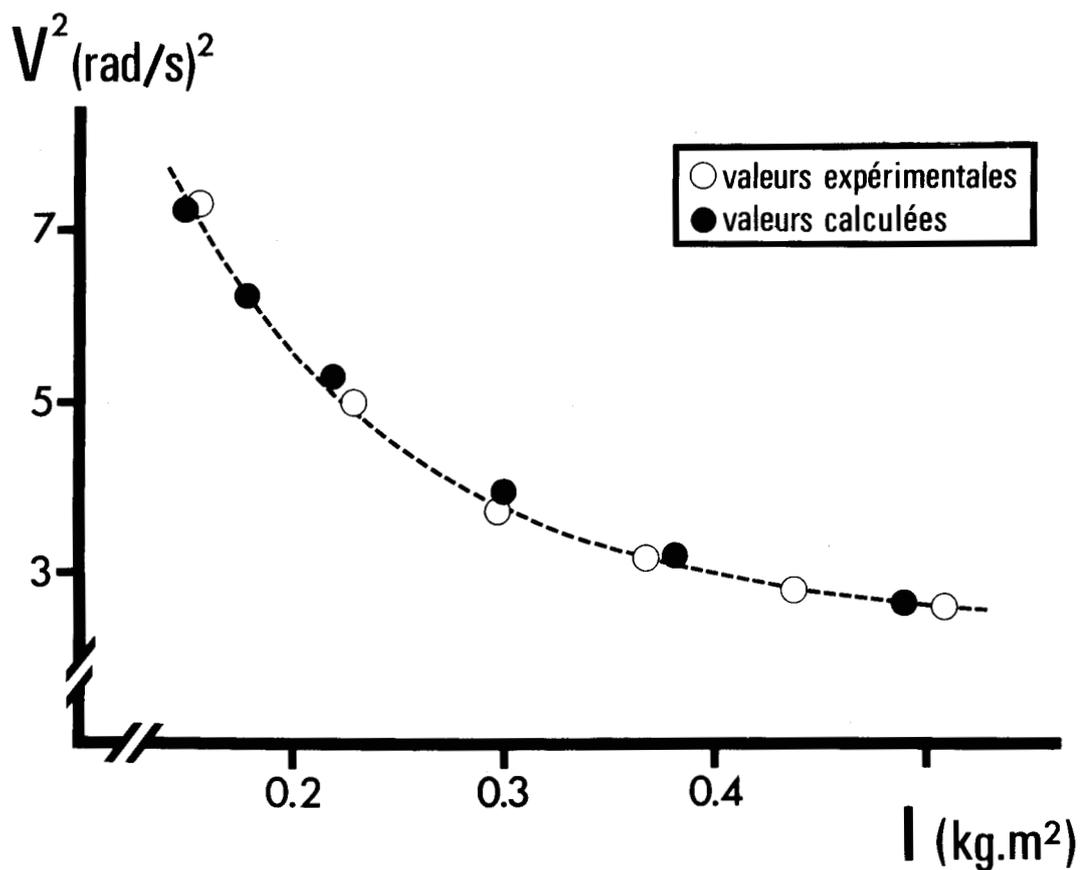
Pour le vérifier, il suffit de reprendre les points expérimentaux de la relation vitesse-inertie (V, I) et de calculer dans chaque cas, le travail mécanique. Une démonstration plus élégante consiste à considérer, à partir des mêmes résultats, la relation $V^2 - I$ qui doit être hyperbolique pour que le produit $V^2 \cdot I$ - c'est-à-dire une quantité proportionnelle au travail mécanique - soit considéré comme constant. A cet effet, on reconsidère pour quatre niveaux d'excitation (0.5, 1, 1.5 et 2 kg statiques seconde) les couples de points (V, I) obtenus à partir des relations Q-V établies pour l'ensemble des sujets. On

peut ainsi tracer, pour chaque niveau d'excitation, une courbe V^2-I . La recherche, par une méthode de moindres carrés, du meilleur ajustement des relations V^2-I obtenues (v. fig. 68) montre que de cinq fonctions testées (droite, exponentielle, puissance, parabole, hyperbole) c'est la courbe hyperbolique qui présente effectivement le coefficient de corrélation le plus élevé ($0.98 < r < 0.99$). Le même type d'ajustement peut être aussi obtenu en considérant des couples de valeurs (V^2, I) établis à partir des relations théoriques Vitesse-Inertie, déduites de l'équation de HILL. Là aussi, le coefficient de corrélation a une valeur nettement significative ($r = 0.99$ pour $N = 10$).

Il apparaît donc que les relations Vitesse-Inertie et Q-W sont parfaitement compatibles.

2 - Généralisation : compatibilité de la relation Q-W avec une relation entre variables mécaniques

Le fait que les relations vitesse-inertie et Q-W ne soient pas indépendantes l'une de l'autre peut être rapproché de l'analyse des résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954) effectuée par RALSTON (1961). Nous avons vu à propos du problème de la puissance musculaire (page 76) que, de l'analyse de RALSTON, il pouvait être déduit que les relations entre l'EMG intégré et la force et l'EMG intégré et la vitesse établies par BIGLAND et LIPPOLD constituaient une expression de la relation EMG intégré-travail mécanique. Or, ces relations entre l'EMG intégré et la force ou la vitesse sont aussi compatibles avec une relation force-vitesse d'allure caractéristique (v. page 128). On peut donc admettre que, dans ce cas, la relation EMG intégré-travail mécanique



- Fig.68 -

Relation entre le carré de la vitesse maximum (V^2) et le moment d'inertie.

Le graphique regroupe les résultats obtenus sur un sujet dans six conditions d'inertie pour une valeur donnée de Q_B ($Q_B = 1 \text{ kg. stat. s.}$).

Les cercles évidés correspondent aux valeurs expérimentales déduites de la courbe Vitesse-Inertie (fig.63) pour $Q_B = 1 \text{ kg. stat. s.}$

Les cercles noirs correspondent aux valeurs calculées à partir de la relation théorique formulée page 139.

Explications dans le texte.



n'est pas indépendante d'une relation force-vitesse hyperbolique.

Plus généralement, on peut conclure que la relation Q-W est compatible avec une relation entre variables mécaniques traduisant les propriétés mécaniques de la composante contractile. Si la situation expérimentale est telle que l'équation de HILL peut être vérifiée directement, cette relation sera la relation force-vitesse "caractéristique". Sinon, il s'agira d'une expression de cette équation adaptée aux conditions expérimentales (la relation vitesse-inertie dans le cas présent).

B - INTERPRETATION DES PROPRIETES DU
FLECHISSEUR EQUIVALENT EN TERMES
DE MUSCLE VRAI

Nous envisagerons ici de montrer dans quelle mesure l'existence de plusieurs muscles est susceptible de modifier l'interprétation de résultats obtenus sur un muscle équivalent. A cet effet, nous reconsidérerons successivement les différentes relations mises en évidence au cours de la présente étude afin de les interpréter en fonction de l'existence d'un groupe musculaire.

I - RELATION EMG INTEGRE-TRAVAIL MECANIQUE

Si l'on remarque que l'EMG intégré du seul biceps est rapporté au travail mécanique développé par l'ensemble des fléchisseurs du coude, la proportionnalité entre ces deux quantités reste toute de même assez surprenante. En effet, il est connu que la flexion du coude résulte de l'action conjuguée de cinq muscles (biceps, brachialis, brachioradialis, pronator teres, extensor carpi longus). Dès lors, deux éventualités peuvent être envisagées pour expliquer la proportionnalité entre l'EMG intégré du biceps et le travail mécanique.

En premier lieu, on peut penser que la linéarité de la relation est due au fait que, quel que soit le travail mécanique effectué, les activités électriques intégrées du biceps et de chacun des autres fléchisseurs restent dans un rapport constant.

En second lieu, on peut penser que le rapport entre les activités électriques des différents fléchisseurs n'est pas constant mais que ces variations s'annulent mutuellement de telle façon que la relation entre la somme des EMG intégrés des fléchisseurs et le travail mécanique soit quand même linéaire, certaines des relations ayant leur concavité tournée vers l'axe des abscisses, d'autres vers l'axe des ordonnées.

En fait, les différents fléchisseurs ne paraissent pas avoir la même importance. Ainsi, sur la base de données biomécaniques (BRAUNE et FISCHER, 1889 ; FICK, 1911), il a été établi que le biceps et le brachialis représentent à eux deux environ 65 p.100 du travail effectué par l'ensemble des fléchisseurs (HANSEN et LINDHARD, 1923 ; LANZ et WACHSMUTH, 1959). Ces données semblent confirmées par des études électromyographiques (BASMAJIAN et LATIF, 1957 ; PAULY et coll., 1967 ; BASMAJIAN et TRAVILL, 1961) selon lesquelles les activités du brachialis et du biceps sont prépondérantes dans la flexion du coude, celle du brachioradialis semblant en outre ne pas être négligeable. Il convient toutefois d'accueillir ces résultats électromyographiques avec une certaine réserve car ils ont été établis dans des conditions expérimentales assez différentes de celles considérées ici. Aussi, ne peut-on se référer qu'à de rares études concernant le brachialis et le brachioradialis.

En ce qui concerne le brachialis, 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 permettent de supposer l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du brachialis et le travail mécanique. Cette supposition semble confirmée par les résultats d'une recherche en cours d'exploitation (BOUISSET, LESTIENNE et MATON, à paraître).

En ce qui concerne le brachioradialis, nos résultats ainsi que ceux d'une expérimentation complémentaire (GOUBEL et LESTIENNE, 1974) montrent que c'est également une relation linéaire qui lie l'EMG intégré au travail mécanique. Ce résultat a d'ailleurs l'avantage d'être compatible avec les analyses récentes (STERN, 1971 ; ROZENDAL et MOLEN, 1972) selon lesquelles le brachioradialis ne serait pas un muscle fonctionnellement différent du biceps comme l'avancait la théorie des muscles "shunt" et "spurt" (MAC CONAILL, 1946, 1949 ; MAC CONAILL et BASMAJIAN, 1969).

Compte tenu de ce qui précède, l'explication la plus probable consiste à penser que la linéarité de la relation Q_B-W est due au fait que, quel que soit le travail mécanique effectué, les activités électriques intégrées du biceps et des autres fléchisseurs restent dans un rapport constant. Pour vérifier cette hypothèse, il faudrait évidemment pouvoir mettre en évidence des relations linéaires entre le travail mécanique et les EMG intégrés de chacun des cinq fléchisseurs. Dans une telle éventualité, on pourrait aussi admettre que la relation vitesse-inertie est valable pour chaque fléchisseur puisque cette relation traduit aussi l'existence d'une proportionnalité entre Q et W .

Enfin, il faut souligner que les résultats semblent identiques pour deux muscles du même groupe - le biceps et le brachio-radialis - dont l'un (le brachioradialis) n'exerce qu'une fonction de fléchisseur. Dès lors, il est possible de conclure que la linéarité de la relation Q-W est vraisemblablement attachée au caractère unifonctionnel du muscle ou du moins à l'exercice exclusif par le muscle de sa fonction primordiale. Les muscles exerçant plusieurs actions au cours du même mouvement présenteraient des EMG plus composites dont la valeur intégrée pourrait ne plus être en relation linéaire avec le travail mécanique. Ce serait vraisemblablement le cas du biceps, si à la différence des présentes conditions expérimentales, sa fonction supinatrice était autorisée à s'exercer.

II - RELATION COMPLIANCE-FORCE

L'étude de la relation compliance-force au niveau de chacun des fléchisseurs amène à poser le problème de l'évaluation de la longueur et de la force de ces différents muscles.

En théorie, le calcul de la longueur de chaque muscle pour différents angles de flexion ne pose aucun problème. Il faut en premier lieu déterminer les points d'insertion des muscles sur le bras et l'avant-bras. Les valeurs obtenues par BRAUNE et FISCHER (1889) sur des cadavres et par WILKIE (1950) à partir de clichés radiographiques sont en bonne concordance (v. tableau VIII).

| | BRAUNE et FISCHER (1889) | | WILKIE (1950) | |
|-----------------------|-----------------------------|-----------|------------------|-----------|
| | a (cm) | b (cm) | a (cm) | b (cm) |
| Biceps | 4.50 | 28.32 | 4.54 | 30.25 |
| Brachialis | 3.40 | 9.95 | 2.92 | 10.70 |
| Brachioradialis | 20.92 | 8.57 | 24.56 | 7.15 |
| Pronator teres | 11.35 | 1.37 | 12.42 | 1.54 |
| Extensor carpi longus | 22.05 | 3.50 | 24.55 | 2.95 |

- Tableau VIII -

Distances de l'axe de rotation aux points d'insertion sur l'avant-bras (OA = a) et le bras (OB = b) des cinq fléchisseurs du coude.

Dans chaque cas, on considère alors la figure géométrique formée par le bras, l'avant-bras et le muscle étudié et il suffit d'appliquer une relation trigonométrique simple, analogue à celle indiquée page 25, pour obtenir la longueur du muscle. L'examen du tableau VIII montre, par exemple, que pour une même valeur du déplacement angulaire, la variation de longueur sera nécessairement moins importante au niveau du brachialis qu'au niveau du biceps ou du brachioradialis.

En ce qui concerne la force, on sait que sa valeur mesurée au niveau du segment déplacé est égale à la somme des différentes composantes résultant de la contraction de chacun des muscles, en tenant compte de la valeur des bras de levier. D'un point de vue purement mécanique, il n'est pas possible d'évaluer ces composantes à partir de la mesure de la seule force externe. Une hypothèse supplémentaire doit être formulée et l'on considère généralement que la force développée par un muscle est proportionnelle à sa section (FRANKE, 1920 ; FENN, 1938 ; IKAI et FUKUNAGA, 1968). Dans ces conditions, à l'examen du tableau IX - établi à partir des données de BRAUNE et FISCHER (1889) sur les sections des fléchisseurs du coude - il apparaît que, pour une variation de force externe donnée, c'est au niveau du brachialis que la variation de force doit être la plus importante.

Ainsi, des calculs de la longueur et de la force de chaque muscle, il pourrait être déduit que la compliance du brachialis a une valeur nettement moins grande que celle des

autres fléchisseurs. On pourrait alors en conclure que ce n'est vraisemblablement pas l'activité de ce muscle qui donne à la relation compliance-force son allure caractéristique.

| | WEBER (1851) | HENKE (1865) | BRAUNE et FISCHER (1889) |
|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------------------|
| Biceps | 2.8 | 1.6 | 1.5 |
| Brachialis | 4.0 | 5.0 | 3.9 |
| Brachioradialis | 1 | 1 | 1 |
| Pronator teres | 1.3 | 1.1 | 1.4 |
| Extensor carpi longus | 1.2 | - | 1.7 |

- Tableau IX -

Sections relatives des fléchisseurs du coude
(d'après BRAUNE et FISCHER, 1889)

Toutes les sections sont rapportées à celles du brachioradialis.

En fait, le problème est beaucoup plus complexe, tant au niveau de l'évaluation des variations de longueur que des variations de force. En effet, le calcul trigonométrique des longueurs musculaires ne peut renseigner que sur les variations globales de ces longueurs. Il n'est donc pas tenu compte de la plus ou moins grande richesse des différents muscles en structures élastiques qui est très variable d'un muscle à l'autre. Ainsi, en

reprenant certaines données anatomiques de WEBER (1851), STERN (1971) a pu montrer que le biceps et le brachioradialis contenaient, en moyenne respectivement 60 p.100 et 40 p.100 de structures élastiques. On conçoit alors aisément que, même si leur variation globale de longueur est identique, la compliance de deux muscles peut être très différente.

Quant à l'évaluation de la force, il est certain que l'hypothèse de la proportionnalité entre la force et la section ne suffit pas. En effet, l'application d'une telle hypothèse dans le cas de la contraction sous-maximale revient à admettre que, quelle que soit la contraction considérée, chaque muscle exerce un pourcentage de sa force maximale en rapport avec le niveau de la contraction et que ce pourcentage est identique pour tous les muscles du groupe.

Pour éviter de poser cette hypothèse assez hasardeuse, il faudrait pouvoir au moins évaluer l'activité électrique des différents muscles. On pourrait alors s'assurer en premier lieu que tous les muscles composant le groupe sont actifs, même si la force externe est faible. En second lieu, il serait possible de tenir compte des variations du niveau de la contraction en affectant à la section de chaque muscle un coefficient égal au rapport entre l'activité électrique du muscle mesurée dans des conditions maximales et celle mesurée pour le niveau considéré (v. MORECKI et coll., 1964 ; DE LUCA et FORREST, 1973). De plus, comme l'a noté WILKIE (1950), il faudrait tenir compte de l'existence des relations force-longueur des différents fléchisseurs. En effet, même si du fait de la limitation d'amplitude des mouvements, chaque muscle "balaye" une portion réduite de sa courbe

force-longueur, la longueur de repos (et par conséquent la force maximale de référence) ne correspond pas pour tous les muscles à une même position de l'articulation comme le prouvent les relations couple-angle obtenues par MORECKI et coll. (1968). Enfin, il faudrait connaître aussi la disposition des fibres à l'intérieur même des différents muscles. Ainsi, pour un même niveau d'excitation, une même section et une même longueur, un muscle présentant des fibres en disposition penniforme développera une force moins importante qu'un muscle aux fibres disposées parallèlement à la direction de traction (v. GANS et BOCK, 1965).

Il est certain qu'une solution idéale consisterait à insérer sur chaque tendon un capteur de force, selon la technique de BUCHTHAL et SCHMALBRUCH (1970) encore que son emploi sur un groupe musculaire tel que celui des fléchisseurs du coude pose de nombreux problèmes liés à l'insertion d'un capteur au niveau de chacun des cinq muscles.

Quoiqu'il en soit, puisque la relation compliance-force trouvée ici sur un "fléchisseur équivalent" a été mise en évidence sur de nombreux muscles, tout laisse supposer que chacun des cinq fléchisseurs pris isolément suit une relation compliance-force d'allure sensiblement identique. La discussion de cette relation pourrait donc être reprise en termes de muscle vrai et éventuellement complétée à partir des hypothèses sur la participation relative des cinq fléchisseurs exposées plus haut.

Pour éviter des développements par trop spéculatifs, nous ne reconsidérerons ici, à titre d'exemple, qu'un seul élément de la

discussion : celui concernant la valeur relativement élevée de la compliance pour des forces faibles. En considérant l'ensemble du groupe musculaire, il apparaît que l'explication retenue au chapitre III peut être complétée. Ainsi, les structures contractiles non activées invoquées pour expliquer l'allure de la relation pour des forces faibles pourraient très bien, à la limite, être constituées par la totalité des éléments contractiles d'un fléchisseur qui ne serait pas actif au début de la contraction ou n'interviendrait que pour des contractions suffisamment intenses.

III - RELATION VITESSE-INERTIE

A priori, l'étude de la relation Vitesse-Inertie au niveau des cinq fléchisseurs doit poser moins de problèmes que la détermination de leur relation compliance-force.

En effet, comme l'a fait remarquer WILKIE (1950), la vitesse de raccourcissement de chaque fléchisseur est proportionnelle à la composante tangentielle de la vitesse du mouvement projetée suivant la direction du muscle considéré. A la différence d'un calcul de force, il n'y a pas d'opération de sommation pour un calcul de vitesse. Pratiquement, on considère la vitesse tangentielle du point d'insertion du muscle sur le segment en mouvement et l'on projette le vecteur qui lui correspond suivant la direction du muscle (la projection suivant la direction perpendiculaire donne la vitesse de déplacement latéral du point d'insertion). L'équation détaillée pour le biceps page 26 peut ainsi être appliquée à un nombre quelconque de muscles impliqués dans un même mouvement monoarticulaire : il suffit de connaître les points d'insertion des muscles sur les deux segments. Dans le cas présent, puisque la relation Vitesse-Inertie a été établie à partir des valeurs angulaires de la vitesse, il suffirait donc de transformer les données angulaires en données linéaires, pour chaque muscle, compte-tenu de la géométrie musculo-squelettique.

En fait, le problème n'est pas si simple car, à l'examen de la relation théorique Vitesse-Inertie - dont la formule est indiquée page 139 - il apparaît que des termes comme la vitesse

maximale ou l'angle auquel la mesure du maximum de vitesse est effectuée ont leur importance dans l'élaboration de la formule. Or, ces valeurs sont très différentes d'un muscle à l'autre. De plus, en reprenant certaines observations de WILKIE (1950), PERTUZON (1972) a noté que, si l'on admet la validité de l'équation de HILL pour un muscle pris isolément, lorsque ce muscle atteint une vitesse égale à sa vitesse maximale, il faut le considérer comme "éliminé" puisqu'il ne participe plus au développement de la force. Or, il est admis que la vitesse maximale de raccourcissement d'un muscle est sensiblement proportionnelle à sa longueur (WILKIE, 1950). On peut donc en conclure qu'un muscle de faible longueur pourra très bien se trouver "éliminé" même si le mouvement produit par l'ensemble du groupe auquel il appartient a un caractère nettement sous-maximal. Enfin, il ne faut pas omettre non plus que l'établissement d'une relation Vitesse-Inertie au niveau d'un muscle suppose l'appréciation de son niveau global d'excitation.

Dans ces conditions, il nous paraît difficile de prouver directement que la relation Vitesse-Inertie, montrée ici sur un fléchisseur équivalent, peut être mise en évidence au niveau de chaque muscle du groupe. Il nous semble préférable de nous limiter à une preuve indirecte fournie par l'interprétation de cette relation à partir de la proportionnalité EMG intégré-travail mécanique et discutée au premier paragraphe.

IV - CONCLUSION

Il ressort de cette discussion que l'interprétation de nos résultats en termes de muscle vrai se heurte à des difficultés liées à la complexité du système musculo-squelettique et à l'impossibilité d'utiliser dans les présentes conditions expérimentales des techniques de type chirurgical. Cependant, l'analyse qui précède suggère que l'allure générale des relations mises en évidence sur le muscle équivalent se retrouve vraisemblablement pour chaque muscle du groupe des fléchisseurs auquel il correspond. Par contre, il semble bien que l'on soit dans l'impossibilité de calculer pour chaque muscle les coefficients des relations. Une telle éventualité serait à reconsidérer à condition de trouver des réponses satisfaisantes à certaines questions soulevées dans cette discussion ce qui revient en fait à établir des relations supplémentaires susceptibles de caractériser l'activité de chaque muscle.

Toutefois, il apparaît que les relations mises en évidence ici sur un muscle équivalent permettent d'apprécier convenablement le comportement mécanique du système musculaire impliqué dans l'acte moteur naturel considéré. La notion de muscle équivalent s'avère donc "opérationnelle" et les hypothèses qui la sous-tendent vérifiées, vraisemblablement du fait de la stricte coordination qui règle l'activité des muscles d'un même groupe.

RESUME - CONCLUSIONS

1 - L'étude des propriétés mécaniques du muscle humain in situ au cours du mouvement sous-maximal amène à poser en premier lieu deux problèmes essentiels : celui de l'interprétation en termes de muscle de résultats obtenus à partir de l'étude du mouvement et celui de l'appréciation du niveau d'excitation du muscle.

2 - Le mouvement étudié est un mouvement unidirectionnel de flexion du coude, effectué dans un plan horizontal contre des inerties ou des charges, la force et la vitesse étant instantanément variables et la contraction nettement sous-maximale. L'amplitude du mouvement est limitée 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 et du brachioradialis (agonistes) et du triceps (antagoniste).

A partir d'hypothèses d'ordre mécanique et physiologique, on définit un "fléchisseur équivalent" qui a les dimensions du biceps. Connaissant certaines constantes biomécaniques, il est possible de calculer les valeurs instantanées de la longueur, de la vitesse et de la force du fléchisseur équivalent à l'aide d'un calculateur analogique recevant les variables Θ , Θ' et Θ'' .

3 - Après une revue des techniques de quantification de l'électromyogramme et des résultats obtenus en considérant l'EMG intégré, on examine la signification de l'électromyogramme de surface en tant qu'indice du niveau d'excitation. Pour cela, on étudie les relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques de la contraction.

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 (W). Le coefficient de la relation a) dépend de l'inertie et du type d'arrêt, celui de la relation b) dépend seulement de l'inertie et celui de la relation c) ne dépend ni de l'inertie, ni du type d'arrêt.

On établit que les diverses relations considérées s'impliquent mutuellement et que la relation pertinente est celle liant Q_B à W . De la consistance des différentes relations, il ressort que la valeur intégrée de l'électromyogramme global constitue un bon indice du niveau d'excitation du muscle.

4 - Si l'on applique le modèle à deux composantes de HILL au fléchisseur équivalent, on peut examiner successivement les propriétés mécaniques au niveau de sa composante élastique et de sa composante contractile.

Trois méthodes sont utilisées pour étudier la compliance de la composante élastique-série du fléchisseur équivalent. Les deux premières sont basées sur la mesure de la détente élastique au cours du maintien d'un couple statique (méthode de quick-release) et au cours du mouvement sous-maximal

(méthode dynamique). La troisième méthode consiste à mesurer l'étirement de la composante élastique-série au cours de la phase isométrique qui précède un mouvement contre une charge (méthode des latences).

L'ensemble des résultats montre que la compliance de la composante élastique-série n'est pas constante mais croît nettement lorsque la force diminue.

Cette élasticité non-linéaire ne semble pas devoir être considérée comme une propriété inhérente aux structures élastiques elles-mêmes mais pourrait résulter d'un phénomène de recrutement de structures ayant une élasticité linéaire à l'échelon unitaire. Ainsi, la relation compliance-force serait étroitement liée à l'état d'activité de la composante contractile.

5 - Au niveau de la composante contractile, on ne peut pas s'attendre à retrouver directement l'équation hyperbolique force-vitesse de HILL puisque, dans les présentes conditions expérimentales, force, vitesse et niveau d'excitation sont constamment variables.

Trois moyens d'étude sont envisagés : a) l'enregistrement simultané des valeurs instantanées de la force, de la vitesse et de l'EMG intégré au cours de contractions isométriques et anisométriques afin de tracer des courbes force-vitesse pour des valeurs données de l'EMG intégré, b) l'établissement d'une équation Vitesse-Inertie, déduite de l'équation force-vitesse, et sa vérification expérimentale à partir des relations EMG intégré-Vitesse maximum et c) l'établissement de relations force-vitesse à partir des relations EMG intégré-variables mécaniques.

Les résultats obtenus montrent que dans un mouvement sous-maximal, à niveau d'excitation constamment variable, on ne retrouve pas de relation d'allure caractéristique entre la force et la vitesse. Toutefois, en considérant des valeurs globales du niveau d'excitation, on peut mettre en évidence des relations Vitesse-Inertie. On montre que ces dernières sont en bonne concordance avec les courbes théoriques que l'on peut déduire de l'équation de HILL.

6 - L'interprétation de la relation Q_B -W en termes de travail contractile et de travail élastique permet de montrer que cette proportionnalité peut être considérée comme une propriété de la composante contractile. De plus, il apparaît que la relation Vitesse-Inertie implique l'existence d'une proportionnalité entre Q_B et W. Plus généralement, on peut considérer que la relation Q-W est compatible avec la relation traduisant les propriétés mécaniques de la composante contractile.

7 - En conclusion, il apparaît qu'en réduisant le groupe des fléchisseurs du coude à un muscle équivalent ayant les dimensions du biceps et un niveau d'excitation apprécié par la valeur intégrée de l'électromyogramme de ce même muscle, on trouve au niveau des composantes contractile et élastique de ce muscle fictif des propriétés qui sont compatibles avec celles établies sur le muscle isolé.

L'allure générale des relations traduisant les propriétés du fléchisseur équivalent se retrouve vraisemblablement pour chaque muscle du groupe auquel il correspond. Par contre, le calcul des coefficients des relations caractérisant chaque fléchisseur se heurte à de nombreuses difficultés liées à la complexité du système musculo-squelettique étudié.

BIBLIOGRAPHIE

- ABBOTT, B.C. et MOMMAERTS, W.F.H.M. (1959)
A study of inotropic mechanisms in the papillary muscle preparation.
J. Gen. Physiol., 42, 533-551.
- ABBOTT, B.C. et WILKIE, D.R. (1953)
The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle.
J. Physiol., London, 120, 214-223.
- 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.
- AKAZAWA, K., FUJII, K. et KASAI, T. (1969)
Analysis of muscular contraction mechanism by viscoelastic model.
Tech. Rep. Osaka University, 19, 577-595.
- ANGEL, R.W., EPPLER, W. et IANNONE, A. (1965)
Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction.
J. Physiol., London, 180, 864-870.
- APTER, J.T. et GRAESSLEY, W.W. (1970)
A physical model for muscular behavior.
Biophys. J., 10, 539-555.
- AUBERT, X. (1955)
Intervention d'un élément élastique pur dans la contraction du muscle strié.
Arch. int. Physiol., 63, 197-202.
- AUBERT, X. (1956)
Le couplage énergétique de la contraction musculaire.
ARSCIA édit., Bruxelles, 1 vol., 315 p.

- 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.
- BAHLER, A.S. (1967)
Series elastic component of mammalian skeletal muscle.
Amer. J. Physiol., 213, 1560-1564.
- BAHLER, A.S. (1968)
Modeling of mammalian skeletal muscle.
IEEE Trans. Bio. Med. Eng., 15, 249-257.
- BAHLER, A.S., FALES, J.T. et ZIERLER, K.L. (1967)
The active state of mammalian skeletal muscle.
J. Gen. Physiol., 50, 2239-2253.
- BAHLER, A.S., FALES, J.T. et ZIERLER, K.L. (1968)
The dynamic properties of mammalian skeletal muscle.
J. Gen. Physiol., 51, 369-384.
- BANKOV, S. et JØRGENSEN, K. (1969)
Maximum strength of elbow flexors with pronated and
supinated forearm.
Dan. Nat. Assoc. Inf. Paralysis, 29, 3-11.
- 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.
- BASMAJIAN, J.V. et TRAVILL, A.A. (1961)
Electromyography of the pronator muscles in the forearm.
Anat. Rec., 139, 45-49.
- 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.
- 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.
- BLANGE, T., KAREMAKER, J.M. et KRAMER, A.E.J.L. (1972)
Elasticity as an expression of cross-bridge activity in rat muscle.
Pflugers Arch., 336, 277-288.
- BLIX, M. (1893)
Die Lange und die Spannung des Muskels.
Skand. Arch. Physiol., 4, 399-409.
- BOTTOMLEY, A.H. (1964)
The control of muscles.
In "Progress in biocybernetics", vol.I, WIENER et SCHADE édit., Amsterdam, p.124-131.
- BOTTOMLEY, A.H., KINNIER WILSON, A.B. et NIGHTINGALE, A. (1963)
Muscle substitutes and myo-electrical control.
J. Brit. I.R.E., 439-448.
- BOUCKAERT, J.P., CAPPELLEN, L. et DE BLENDE, J. (1930)
The visco-elastic properties of frog's muscles.
J. Physiol., London, 69, 473-492.
- BOUISSET, S. (1965)
Effet sur l'activité électromyographique intégrée de la finalité du mouvement.
J. Physiol., Paris, 57, 568.
- BOUISSET, S. (1973)
EMG and muscular force in normal motor activities.
4th Int. Congress EMG, Bruxelles, 1971, in J.E. DESMEDT, "New Developments in Electromyography and Clinical Neurology", KARGER édit., Bâle, vol.1, 547-583.

- 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. (1968)
Interdependence of relations between integrated EMG and diverse biomechanical quantities in normal voluntary movements.
Electromyography, 8, suppl.1, 151-162.
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1970)
Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours du mouvement volontaire.
Rev. Neurol., 122, 6, 427-429.
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1972)
Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement.
Amer. J. Phys. Med., 51, 285-295.
- BOUISSET, S. et PERTUZON, E. (1968)
Experimental determination of the moment of inertia of limb segments.
Biomechanics I, 1st Int. Seminar, Zurich 1967, 106-109,
KARGER édit., Basel, New-York.
- 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.
- BRADY, A.J. (1965)
Time and displacement dependence of cardiac contractility : problems in defining the active state and force-velocity relations.
Federation Proc., 24, 1410-1420.
- BRADY, A.J. (1968)
Active state in cardiac muscle.
Physiological Reviews, 48, 570-600.

- BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1889)
Die rotationsmomente der beugemuskeln am ellbogengelenk
des menschen.
Abhandl. d. K. S. Ges. d. Wiss., 26, 245-310.
- BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1892)
Bestimmung der Trägheitsmoment des menschlichen
Körpers und seiner Glieder.
Abh. D. Math. Phys. Kl. d. Sachs. Akad. d. Wiss.,
18, 407-492.
- BRENGUIER, P., GOUBEL, F. et BOUISSET, S. (1974)
A propos des techniques de traitement du signal EMG
en valeurs instantanées.
Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 14, (à paraître).
- 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. Med., 17, 2, 1-140.
- BUCHTHAL, F. (1959)
The functional organization of the motor unit : a summary
of results.
Amer. J. phys. Med., 38, 125-128.
- BUCHTHAL, F. et KAISER, E. (1944)
Factors determining tension development in skeletal muscle.
Acta Physiol. Scand., 8, 38-74.
- BUCHTHAL, F. et ROSENFALCK, P. (1957)
Elastic properties of striated muscle.
In J.W. REMINGTON, Tissue Elasticity, WAVERLY PRESS
édit., 1 vol., 73-97.

- BUCHTHAL, F. et SCHMALBRUCH, H. (1970)
Contraction times and fibre types in intact human muscle.
Acta Physiol. Scand., 79, 435-452.
- BUCHTHAL, F., GULD, C. et ROSENFALCK, P. (1957 a)
Multielectrode study of the territory of a motor unit.
Acta Physiol. Scand., 39, 83-104.
- BUCHTHAL, F., GULD, C. et ROSENFALCK, P. (1957 b)
Volume conduction of the spike of the motor unit potential investigated with a new type of multielectrode.
Acta Physiol. Scand., 38, 331-354.
- CAPLAN, S.R. (1966)
A characteristic of self-regulated linear energy converters.
J. Theoret. Biol., 11, 63-86.
- CAVAGNA, G.A. (1969)
Travail mécanique dans la marche et dans la course.
J. Physiol., Paris, 61, suppl.1, 3-42.
- CAVAGNA, G.A. (1970)
The series elastic component of frog gastrocnemius.
J. Physiol., London, 206, 257-262.
- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P. et MARGARIA, R. (1964)
Mechanical work in running.
J. Appl. Physiol., 19, 249-256.
- CAVAGNA, G.A., DUSMAN, B. et MARGARIA, R. (1968)
Positive work done by a previously stretched muscle.
J. Appl. Physiol., 24, 21-32.
- CLAMANN, H.P. (1969)
Statistical analysis of motor unit firing pattern in a human skeletal muscle.
Biophys. J., 9, 1233-1252.
- 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.
- CLOSE, R. (1965)
The relation between intrinsic speed of shortening and the duration of the active state of muscle.
J. Physiol., London, 180, 542-559.
- CLOSE, R. (1972)
Dynamic properties of mammalian skeletal muscles.
Physiol. Rev., 52, 129-197.
- 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. Sci., Lille, 1 vol., 49 p.
- CNOCKAERT, J.C. (1972)
Effet d'un étirement préalable sur le travail effectué par le muscle au cours d'un mouvement volontaire.
J. Physiol., Paris, 65, 3, 378 A.
- CSAPO, A. et GOODALL, M.C. (1954)
Excitability length-tension relation and kinetics of uterine contraction in relation to hormonal status.
J. Physiol., London, 126, 384-395.
- DASGUPTA, A. et SIMPSON, J.A. (1962)
Relation between firing frequency of motor units and muscle tension in the human.
Electromyography, 2, 117-128.
- 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.

- DE LUCA, C.J. et FORREST, W.J. (1973)
Force analysis of individual muscles acting simultaneously on the shoulder joint during isometric abduction.
J. Biomechanics, 6, 385-393.
- DEMPSTER, W.T. (1955)
Space requirements of the seated operator.
W.A.D.C. Techn. Rpt, 55-159, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1 vol., 254 p.
- 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. Sci., 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.
- DESMEDT, J.E. et HAINAUT, K. (1967)
Modifications des propriétés contractiles du muscle strié au cours de la stimulation électrique répétée de son nerf moteur, chez l'homme normal.
C.R. Acad. Sci., Paris, 264-D, 363-366.
- DE VRIES, H.A. (1965)
Muscle tonus in postural muscles.
Amer. J. Phys. Med., 44, 275-291.
- DIJKSTRA, Sj., DENIER VAN DER GON, J.J., BLANGE, T., KAREMAKER, J.M. et KRAMER, A.E.J.L. (1973)
A simplified sliding-filament muscle model for simulation purposes.
Kybernetik, 12, 94-101.



- DIRKEN, M.N.J. et SIEMELINK, J.J. (1942)
Sur l'origine et la signification du "Piper-rythme" de
l'électromyogramme.
Arch. Int. Physiol., 52, 349-368.
- EDMAN, K.A.P. et NILSSON, E. (1968)
The mechanical parameters of myocardial contraction
studied at a constant length of the contractile element.
Acta Physiol. Scand., 72, 205-219.
- EDMAN, K.A.P. et NILSSON, E. (1972)
Relationships between force and velocity of shortening
in rabbit papillary muscle.
Acta Physiol. Scand., 85, 488-500.
- EKSTEDT, J. (1964)
Human single muscle fiber action potentials.
Acta Physiol. Scand., 61, suppl.226, 96 p.
- ELFTMAN, H. (1966)
Biomechanics of muscle with particular application to
studies of gait.
J. Bone Jt Surg., 48A, 363-377.
- FENN, W.O. (1923)
A quantitative comparison between the energy liberated
and the work performed by the isolated sartorius of the
frog.
J. Physiol., London, 58, 175-203.
- FENN, W.O. (1938)
The mechanics of muscular contraction in man.
J. Appl. Phys., 9, 165-177.
- FENN, W.O. (1957)
Some elasticity problems in the human body.
In J.W. REMINGTON, Tissue Elasticity, WAVERLY PRESS
édit., Baltimore, 1 vol., 98-101.
- FENN, W.O. et MARSH, B.S. (1935)
Muscular force at different speeds of shortening.
J. Physiol., London, 85, 277-297.

- FENN, W.O., BRODY, H. et PETRILLI, A. (1931)
The tension developed by human muscles at different velocities of shortening.
Amer. J. Physiol., 97, 1-14.
- FEUER, D. (1967)
Intégrateur convertisseur (analogique-numérique).
Application à l'évaluation de l'activité électrique cellulaire.
J. Physiol., Paris, 59, 319-321.
- FICK, R. (1911)
Spezielle gelenk und Muskelmechanik.
Gustav. Fischer édit., Iéna, 1 vol.
- FITCH, P. (1967)
An analyser for use in human electromyography.
Electron. Engng., G.B., 39, 240-243.
- FRANKE, F. (1920)
Die Kraftkurve des menschlicher Muskeln bei willkürlicher innervation und die Frage der absoluten Muskelkraft.
Pflug. Arch. ges. Physiol., 184, 300-322.
- FUNG, Y.C.B. (1970)
Mathematical representation of the mechanical properties of the heart muscle.
J. Biomechanics, 3, 381-404.
- GANS, C. et BOCK, W.J. (1965)
The functional significance of muscle architecture - a theoretical analysis.
Ergebn. Anat. EntwGesch., 38, 115-142.
- GARLAND, H., ANGEL, R.W. et MELEN, R.D. (1972)
A state variable averaging filter for electromyogram processing.
Med. Biol. Eng., 10, 559-560.
- GASSER, H.S. et HILL, A.V. (1924)
The dynamics of muscular contraction.
Proc. Roy. Soc. B., 96, 398-437.

- GORDON, A.M., HUXLEY, A.F. et JULIAN, F.J. (1966)
The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres.
J. Physiol., London, 184, 170-192.
- 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. Sci., Lille, 1 vol., 61 p. dactyl.
- GOUBEL, F. (1970)
Etude et signification des relations entre l'activité électromyographique intégrée et diverses grandeurs biomécaniques en contraction anisométrique.
Thèse 3e Cycle, Fac. Sci., Lille, 1 vol., 114 p. ronéot.
- GOUBEL, F. et BOUISSET, S. (1967)
Relation entre l'activité électromyographique intégrée et le travail mécanique effectué au cours d'un mouvement monoarticulaire simple.
J. Physiol., Paris, 59, 241.
- GOUBEL, F. 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. et LESTIENNE, F. (1974)
Influence de la position de prono-supination sur l'activité électrique de deux fléchisseurs du coude au cours du mouvement.
J. Physiol., Paris, (à paraître).
- GOUBEL, F., BOUISSET, S. et LESTIENNE, F. (1971)
Determination of muscular compliance in the course of movement.
Biomechanics II, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969, KARGER édit., Bâle, 154-158.

- GRAY, J. (1968)
Animal locomotion.
WEIDENFELD and NICOLSON édit., London, 1 vol., 479 p.
- HANSEN, T.E. et LINDHARD, J. (1923)
On the maximum work of human muscles especially the
flexors of the elbow.
J. Physiol., London, 57, 287-300.
- 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. (1922)
The mechanism of muscular contraction.
Physiol. Rev., 2, 310-341.
- 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. (1950)
The series elastic component of muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 137, 273-280.
- HILL, A.V. (1951)
The mechanics of voluntary muscle.
The Lancet, 2, 947-951.

- HILL, A.V. (1953)
The mechanics of active muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 141, 104-117.
- HILL, A.V. (1970)
First and last experiments in muscle mechanics.
CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS édit., 1 vol., 141 p.
- HILL, T.L. (1968)
Phase transition in the sliding filament model of
muscular contraction.
Proc. Nat. Acad. Sci., Washington, 59, 1194-1200.
- HILL, T.L. (1970)
Sliding filament models of muscular contraction.
V. Isometric force and interfilament spacing.
J. Theor. Biol., 29, 395-410.
- HUXLEY, A.F. (1957)
Muscle structure and theories of contraction.
Progr. Biophys., 7, 255-318.
- HUXLEY, A.F. et NIEDERGERKE, R. (1954)
Interference microscopy of living muscle fibres.
Nature, London, 173, 971-973.
- HUXLEY, A.F. et SIMMONS, R.M. (1970)
A quick phase in the series-elastic component of striated
muscle, demonstrated in isolated fibres from the frog.
J. Physiol., London, 208, 52P-53P.
- HUXLEY, A.F. et SIMMONS, R.M. (1973)
Mechanical transients and the origin of muscular force.
Cold Spring Harbor Symposium on quantitative biology,
1972, 37, 669-680.
- HUXLEY, H.E. (1969)
The mechanism of muscular contraction.
Science, 164, 1356-1366.
- HUXLEY, H.E. et HANSON, J. (1954)
Changes in the cross-striations of muscle during contraction
and stretch and their structural interpretation.
Nature, London, 173, 973-976.

- IKAI, M. et FUKUNAGA, T. (1968)
Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol.*, 26, 26-32.
- 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.
- JOYCE, G.C. et RACK, P.M.H. (1969)
Isotonic lengthening and shortening movements of cat soleus muscle. *J. Physiol.*, London, 204, 475-491.
- JOYCE, G.C., RACK, P.M.H. et WESTBURY, D.R. (1969)
The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *J. Physiol.*, London, 204, 461-474.
- JULIAN, F.J. (1969)
Activation in a skeletal muscle contraction model with a modification for insect fibrillar muscle. *Biophys. J.*, 9, 547-570.
- KADEFORS, R., KAISER, E. et PETERSEN, I. (1968)
Dynamic spectrum analysis of myopotentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyography*, 8, 39-74.

- KAHN, S.D., BLOODWORTH, D.S. et WOODS, R.H. (1971)
Comparative advantages of bipolar abraded skin surface electrodes over bipolar intramuscular electrodes for single motor unit recording in psychophysiological research. *Psychophysiol.*, 8, 635-647.
- KAISER, E. et PETERSEN, I. (1963)
Frequency analysis of muscle action potentials during tetanic contraction. *Electromyography*, 3, 7-17.
- KAISER, E., KADEFORS, R., MAGNUSSON, R. et PETERSEN, I. (1968)
Myo-electric signals for prosthesis control. *Medicinisk Teknik/Medicoteknik*, 1, 14-42.
- KATZ, B. (1939)
The relation between force and speed in muscular contraction. *J. Physiol., London*, 96, 45-64.
- 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.
- KRAMER, H., KÜCHLER, G. et BRAÜER, D. (1972)
Investigations of the potential distribution of activated skeletal muscles in man by means of surface electrodes. *Electromyography*, 12, 19-27.
- KREIFELDT, J.G. (1971)
Signal versus noise characteristics of filtered EMG used as a control source. *IEEE Trans BioMed. Eng.*, 18, 16-22.
- KRNJEVIC, K. et MILEDI, R. (1958)
Motor units in the rat diaphragm. *J. Physiol., London*, 140, 427-439.
- KURODA, E., KLISSOURAS, V. et MILSUM, J.H. (1970)
Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. *J. Appl. Physiol.*, 29, 358-367.

- KWATNY, E., THOMAS, D.H. et KWATNY, H.G. (1970)
An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals.
IEEE Trans. BioMed. Eng., 17, 303-312.
- LANZ, T. von et WACHSMUTH, W. (1959)
Praktischer anatomie, Arm.
SPRINGER édit., Berlin.
- LESTIENNE, F. (1967)
Recherche et signification de la représentation mathématique d'un mouvement mono-articulaire.
Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sci., Lille, 1 vol., 66 p. dactyl.
- LESTIENNE, F. (1971)
Contribution à l'étude du mouvement dirigé. Analyse quantifiée de la coordination agoniste-antagoniste.
Thèse 3e Cycle, Fac. Sci., Lille, 1 vol., 123 p. ronéot.
- LESTIENNE, F. et PERTUZON, E. (1974)
Détermination, in situ, de la visco-élasticité du muscle humain inactivé.
Europ. J. Appl. Physiol., 31, (sous presse).
- LEVIN, A. et WYMAN, J. (1927)
The viscous elastic properties of muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 101, 218-243.
- 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.

LUPTON, H. (1922)

The relation between the external work produced and the time occupied in a single muscular contraction in man.
J. Physiol., London, 57, 68-75.

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.

MAC CONAILL, M.A. et BASMAJIAN, J.V. (1969)

Muscles and movements. A basis for human kinesiology.
WILLIAMS et WILKINS édit., Baltimore, 1 vol., 325 p.

MAC CROREY, H.L., GALE, H.H. et ALPERT, N.R. (1966)

Mechanical properties of cat tenuissimus muscle.
Amer. J. Physiol., 210, 114-120.

MAC PHERSON, L. (1953)

A method of determining the force-velocity relation of muscle from two isometric contractions.
J. Physiol., London, 122, 172-177.

MAREY, J. (1873)

La machine animale.
BALLIERE édit., Paris, 1 vol.

MARGARIA, R. (1968)

Positive and negative work performances and their efficiencies in human locomotion.
Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol., 25, 339-351.

MARGARIA, R., CAVAGNA, G. et SAIBENE, F.P. (1963)

External work in walking.
J. Appl. Physiol., 18, 1-9.

- MASHIMA, H. et HANDA, M. (1969)
The force-velocity relation and the dynamic constants of the guinea-pig taenia coli.
J. Physiol. Soc. Japan, 31, 565-566.
- MASHIMA, H. et KUSHIMA, H. (1971)
Determination of the active state by the graphical experimental and instantaneous methods in the frog ventricle.
Jap. Heart J., 12, 545-561.
- MASHIMA, H. et WASHIO, H. (1968)
The changes in membrane potential produced by alternating current or repetitive square pulses in the frog skeletal muscle fibres.
Jap. J. Physiol., 18, 403-416.
- MASHIMA, H., AKAZAWA, K., KUSHIMA, H. et FUJII, K. (1972)
The force-load-velocity relation and the viscous-like force in the frog skeletal muscle.
Jap. J. Physiol., 22, 103-120.
- MATON, B. (1970)
Essai d'interprétation de l'EMG de surface en termes d'activités élémentaires du muscle.
Thèse 3e Cycle, Fac. Sci., Paris, 1 vol., 137 p. ronéot.
- MATON, B. et BOUISSET, S. (1972 a)
Motor unit recruitment during movement in normal man. Symposium "Neurophysiology studied in Man", Fac. Sci., Paris, 20-21 Juil. 1971, Excerpta Med. édit., Amsterdam, 1 vol., 312-318.
- MATON, B. et BOUISSET, S. (1972 b)
Variation de l'intervalle moyen entre deux battements consécutifs d'une même U.M. en fonction du travail au cours du mouvement volontaire.
Rev. EEG et Neurophysiol. Clin., 2, 340-341.
- MIYASHITA, M., MATSUI, H., MIURA, M., HOSHIKAWA, T. et TOYOSHIMA, S. (1969)
Electromyographic study on positive and negative works. III. Relationship between force, velocity and integrated electrical activity in the positive and negative works.
Res. J. Phys. Educ., 14, 98-102.

- MØLLER, E. (1967)
The chewing apparatus. An electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology.
Acta Physiol. Scand., 69, suppl.280, 229 p.
- MONOD, H. et SCHERRER, J. (1965)
The work capacity of a synergic muscular group.
Ergonomics, G.B., 8, 329-338.
- MORECKI, A., EKIEL, J. et FIDELUS, K. (1964)
Mechanoelectrical and biomechanical principles of control of the human upper limb muscles.
Archiwum Budowy Maszyn PAN, 11, 4, 727-755.
- MORECKI, A., EKIEL, J., FIDELUS, K. et NAZARCZUK, K. (1968)
Investigation of the reciprocal participation of muscles in the movements of the upper limb of man.
Biophysics (Biofizika), 13, 306-312 (traduction anglaise, PERGAMON PRESS).
- MORECKI, A., EKIEL, J. et FIDELUS, K. (1971)
Bionika Ruchu.
PANSTWOWE WYDAWNICTWO NAUKOWE édit., Varsovie, 1 vol., 466 p.
- NOBLE, M.I.M., BOWEN, T.E. et HEFNER, L.L. (1969)
Force-velocity relationship of cat cardiac muscle, studied by isotonic and quick-release techniques.
Circulat. Res., 24, 821-833.
- PARMLEY, W.W. et SONNENBLICK, E.H. (1967)
Series elasticity of heart muscle : its relation to contractile element velocity and proposed muscle models.
Circulat. Res., 20, 112-123.
- PARMLEY, W.W., YEATMAN, L.A. et SONNENBLICK, E.H. (1970)
Differences between isotonic and isometric force-velocity relations in cardiac and skeletal muscle.
Amer. J. Physiol., 219, 546-550.

- 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.
- PELL, K.M. et STANFIELD, J.W. (1972)
Mechanical model of skeletal muscle.
Amer. J. Phys. Med., 51, 23-38.
- 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 KUDINA, L.P. (1968)
Cross-correlation of electromyograms showing interference
patterns.
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 25, 58-68.
- 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. (1968)
Un dispositif pour les expériences de quick-release.
Trav. Hum., 31, 303-308.
- PERTUZON, E. (1971)
Relation force-longueur isométrique du muscle humain
en contraction maximale.
C. R. Soc. Biol., 165, 2, 328-333.
- PERTUZON, E. (1972)
La contraction musculaire dans le mouvement volontaire
maximal.
Thèse Doctorat d'Etat, Fac. Sci., Lille, 1 vol.,
208 p. ronéot.

- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1967)
Détermination du moment d'inertie d'un segment corporel
par une méthode de quick-release.
J. Physiol., Paris, 59, 470-471.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1971)
Maximal velocity of movement and maximal velocity
of muscle shortening.
Biomechanics II, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969,
Karger édit., Bâle, 170-173.
- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1971)
Influence des valeurs initiales de la position de l'articulation
et de la force sur les modalités des réflexes évoqués par
"quick-release".
J. Physiol., Paris, 63, 6, 264 A.
- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1973)
Détermination dynamique de la position d'équilibre
d'une articulation.
Int. Z. angew. Physiol., 31, 315-325.
- PETIT, J.L. (1931)
Les propriétés visco-élastiques du muscle à l'état de
repos et à l'état d'excitation.
Arch. Int. Physiol., 34, 113-138.
- PIPER, H. (1907)
Über den willkürlichen muskeltetanus.
Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol., 119, 301-336.
- 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.
- RACK, P.M.H. et WESTBURY, D.R. (1969)
The effects of length and stimulus rate on tension
in the isometric cat soleus muscle.
J. Physiol., London, 204, 443-460.

- 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.
- RALSTON, H.J., POLISSAR, M.J., INMAN, V.T., CLOSE, J.R. et FEINSTEIN, B. (1949)
Dynamic features of human isolated voluntary muscle in isometric and free contractions.
J. Appl. Physiol., 1, 526-533.
- 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.
- RITCHIE, J.M. et WILKIE, D.R. (1958)
The dynamics of muscular contraction.
J. Physiol., London, 143, 104-113.
- 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.
- ROSENFALCK, P. (1969)
Intra and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres. A physico-mathematical analysis of different models.
AKADEMISK FORLAG édit., Copenhagen, 1 vol., 168 p.

- ROZENDAL, R.H. et MOLEN, N.H. (1972)
The relevancy of the concept of "shunt" and "spurt" muscles
in functional anatomy.
Acta Morphol. Neerl. Scand., 10, 347-350.
- 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.
- SANDOW, A. (1970)
Skeletal muscle.
Ann. Rev. Physiol., 32, 87-138.
- SANDOW, A., TAYLOR, S.R. et PREISER, H. (1965)
Role of the action potential in excitation-contraction coupling.
Fed. Proc., 24, 1116-1123.
- SCHANNE, F.J. et CHAFFIN, D.B. (1970)
The effects of skin resistance and capacitance coupling
on EMG amplitude and power spectra.
Electromyography, 10, 273-286.
- 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. et MARTY, R. (1957)
Evaluation électromyographique du travail statique.
J. Physiol., Paris, 49, 376-378.
- SONNENBLICK, E.H. (1962)
Force-velocity relations in mammalian heart muscle.
Amer. J. Physiol., 202, 931-939.
- SONNENBLICK, E.H. (1964)
Series elastic and contractile elements in heart muscle :
changes in muscle length.
Amer. J. Physiol., 207, 1330-1338.

- STERN, J.T. (1971)
Investigations concerning the theory of "spurt" and "shunt" muscles.
J. Biomechanics, 4, 437-454.
- 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.
- TAYLOR, C.P.S. (1969)
Isometric muscle contraction and the active state : an analog computer study.
Biophys. J., 9, 759-780.
- TRAVILL, A.A. (1962)
Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm.
Anat. Rec., 144, 373-376.
- TROUP, J.D.G. et CHAPMAN, A.E. (1972)
Analysis of the waveform of the electromyogram using the analyser described by FITCH (1967).
Electromyography, 12, 325-346.
- UNIVERSITE DE CALIFORNIE (1947)
Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs, 2 vol.
- VARELA DE LARDANI, M. et CINGOLANI, H.E. (1972)
Consideraciones sobre la hiperbolicidad de la relacion fuerza-velocidad en musculo cardiaco.
Acta Physiol. Lat. Amer., 22, 28-37.
- 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.

- WACHHOLDER, K. et ALTENBURGER, H. (1926)
Beiträge zur Physiologie der willkürlichen Bewegung.
VIII. Mitteilung. Über die Beziehungen verschiedener
synergisch arbeitender Muskelteile und Muskeln bei willkür-
lichen Bewegungen.
Pflügers Arch. ges. Physiol., 214, 666-675.
- WEBER, E.F. (1851)
Ueber die Längenverhältnisse der Fleischfasern der
Muskeln im Allgemeinen.
Ber. Verh. k. S. Ges. Wiss. Lpg, Math-phys. Kl. 63-78.
- WEISS, M.S., SOBOLEWSKI, J.S. et DRURY, R. (1972)
A multipurpose electronic filter and integrating level
detector.
IEEE Trans. BioMed. Eng., 19, 395-397.
- 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.
- WILLISON, R.G. (1963)
A method of measuring motor unit activity in human
muscle.
J. Physiol., London, 168, 35 P - 36 P.
- WONG, A.Y.K. (1971)
Mechanics of cardiac muscle, based on Huxley's model :
mathematical simulation of isometric contraction.
J. Biomechanics, 4, 529-540.
- WONG, A.Y.K. (1972)
Mechanics of cardiac muscle, based on Huxley's model :
simulation of active state and force-velocity relation.
J. Biomechanics, 5, 107-117.

WOODBURY, J.W., GORDON, A.M. et CONRAD, J.T. (1965)
Muscle.

In RUCH et PATTON "Physiology and Biophysics",
SAUNDERS, London édit., p.113-152.

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.

ANNEXES

- ANNEXE I -

FORMULATION DE LA RELATION VITESSE-INERTIE

A partir de l'équation caractéristique (HILL, 1938) :

$$(F + a)(u + b) = (F_0 + a)b$$

on peut exprimer F :

$$F = \frac{(F_0 + a)b}{(u + b)} - a$$

En remplaçant F et u par leurs expressions dans les présentes conditions expérimentales :

$$F = \frac{I\Theta''}{x} \quad \text{et} \quad u = \Theta' \cdot x \quad (\text{v. page 26})$$

il vient :

$$\frac{I\Theta''}{x} = \frac{(F_0 + a)b}{(\Theta'x + b)} - a \quad (1)$$

1) on multiplie l'expression (1) par $(\Theta'x + b)dt$

$$\frac{I\Theta''}{x} (\Theta'x + b)dt = (F_0 + a)b dt - a(\Theta'x + b)dt$$

$$I\Theta''\Theta'dt + \frac{I}{x}\Theta''b dt = F_0b dt - a\Theta'x dt$$

En intégrant de 0 à t, il vient :

$$\frac{1}{2} I\Theta'^2 + \frac{I}{x}\Theta'b + ax\Theta = F_0bt \quad (2)$$

2) on multiplie l'expression (1) par $(\Theta'x + b)$

$$\frac{I\Theta''}{x} (\Theta'x + b) = (F_0 + a)b - a(\Theta'x + b)$$

$$I\Theta''\Theta' + \frac{I\Theta''b}{x} = F_0b - a\Theta'x$$

On divise par $I\Theta'b$:

$$\frac{\Theta''}{b} + \frac{\Theta''}{\Theta'x} = \frac{F_0}{I\Theta'} - \frac{ax}{Ib}$$

d'où :

$$\frac{ax}{Ib} = \frac{F_0}{I\Theta'} - \frac{\Theta''}{b} - \frac{\Theta''}{\Theta'x} = \frac{\Theta''}{bx} \left[\frac{F_0bx}{I\Theta''\Theta'} - x - \frac{b}{\Theta'} \right]$$

En remplaçant $\frac{I\Theta''}{x}$ par sa valeur dans l'expression (1), il vient :

$$\begin{aligned} \frac{ax}{Ib} &= \frac{\Theta''}{bx} \left[\frac{F_0 + b}{\Theta' \left(\frac{(F_0 + a)b}{(\Theta'x + b)} - a \right)} - x - \frac{b}{\Theta'} \right] \\ &= \frac{\Theta''}{bx} \left[-x - \frac{b}{\Theta'} + \frac{F_0b(\Theta'x + b)}{\Theta'(F_0b - a\Theta'x)} \right] \\ &= \frac{\Theta''}{bx} \left[-x + \frac{F_0b(\Theta'x + b) - b(F_0b - a\Theta'x)}{\Theta'(F_0b - a\Theta'x)} \right] \\ &= \frac{\Theta''}{bx} \left[-x + \frac{b\Theta'x(F_0 + a)}{b\Theta'(F_0 - \frac{a}{b}\Theta'x)} \right] \\ &= \frac{\Theta''}{b} \left[-1 + \frac{(F_0 + a)}{(F_0 - \frac{a}{b}\Theta'x)} \right] = \frac{\Theta''}{b} \left[-1 + \frac{(\frac{F_0}{a} + 1)}{(\frac{F_0}{a} - \frac{\Theta'x}{b})} \right] \end{aligned}$$

Or $\Theta'' = \frac{d\Theta'}{dt}$, d'où :

$$\frac{axdt}{Ib} = \frac{d\Theta'}{b} \left[-1 + \frac{(F_0/a + 1)}{(F_0/a - \Theta'x/b)} \right]$$

En intégrant de 0 à t, il vient :

$$\begin{aligned} \frac{axt}{Ib} &= -\frac{\Theta'}{b} - \left(\frac{F_0}{a} + 1\right) \text{Log} \left(\frac{F_0}{a} - \frac{\Theta'x}{b}\right)_0^t \\ &= -\frac{\Theta'}{b} - \left(\frac{F_0}{a} + 1\right) \text{Log} \frac{F_0/a - \Theta'x/b}{F_0/a} \end{aligned}$$

D'où l'expression (3) :

$$\frac{axt}{Ib} = -\frac{\Theta'}{b} - \left(\frac{F_0}{a} + 1\right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'xa}{bF_0}\right)$$

3) on élimine t entre les expressions (2) et (3)

$$\frac{ax}{Ib} \left(\frac{1}{2} \frac{I\Theta'^2}{F_0b} + \frac{I\Theta'b}{xF_0b} + \frac{ax\Theta}{F_0b} \right) = - \frac{\Theta'}{b} - \left(\frac{F_0}{a} + 1 \right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'xa}{bF_0} \right)$$

$$\frac{1}{2} \frac{\Theta'^2 ax}{b^2 F_0} + \frac{a\Theta'}{F_0b} + \frac{a^2 x^2 \Theta}{Ib^2 F_0} = - \frac{\Theta'}{b} - \left(\frac{F_0}{a} + 1 \right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'xa}{bF_0} \right)$$

$$\frac{a^2 x^2 \Theta}{Ib^2 F_0} = - \frac{\Theta'}{b} \left(1 + \frac{a}{F_0} \right) - \left(\frac{F_0}{a} + 1 \right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'xa}{bF_0} \right) - \frac{1}{2} \frac{\Theta'^2 ax}{b^2 F_0}$$

Or, à partir de l'équation (1), on peut exprimer Θ'_0 (valeur de Θ' , pour $F = 0$) :

$$\Theta'_0 = \frac{bF_0}{ax} \quad (4)$$

d'où :

$$\frac{a^2 x^2 \Theta}{Ib^2} = - \frac{\Theta'F_0}{b} \left(1 + \frac{a}{F_0} \right) - \frac{F_0^2}{a} \left(1 + \frac{a}{F_0} \right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'}{\Theta'_0} \right) - \frac{1}{2} \frac{\Theta'^2 F_0}{b\Theta'_0}$$

Après simplification, on obtient l'expression :

$$\frac{a\Theta}{I\Theta'^2} = - \frac{\Theta'}{\Theta'_0} \left(1 + \frac{a}{F_0} \right) - \left(1 + \frac{a}{F_0} \right) \text{Log} \left(1 - \frac{\Theta'}{\Theta'_0} \right) - \frac{1}{2} \frac{\Theta'^2}{\Theta'^2}$$

- J : jerk (dérivée de l'accélération)
 l : longueur du fléchisseur équivalent
 l_0 : longueur du fléchisseur équivalent pour la position angulaire α_0
 Δl : variation de longueur du fléchisseur équivalent
 M : masse additionnelle
 N : nombre de mesures (épreuves statistiques)
 P : charge soulevée
 ΔP : variation de charge
 $q-B$: EMG intégré du biceps (valeur instantanée)
 Q_B : EMG intégré du biceps (valeur globale)
 Q_{BR} : EMG intégré du brachioradialis (valeur globale)
 Q_T : EMG intégré du triceps (valeur globale)
 r : coefficient de corrélation de BRAVAIS-PEARSON
 t : test de STUDENT-FISCHER
 T : couple de traction ($T = f \cdot d$)
 \bar{T} : intervalle moyen entre les battements successifs d'une même unité motrice
 u : vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent
 u_c : vitesse de raccourcissement de la composante contractile du fléchisseur équivalent
 u_e : vitesse de raccourcissement de la composante élastique du fléchisseur équivalent
 u_0 : vitesse maximale de raccourcissement du fléchisseur équivalent, sous charge nulle
 V : valeur du maximum de vitesse
 W : travail mécanique
 W_E : énergie élastique stockée
 x : distance de l'axe de rotation du coude à la direction du biceps

- χ : position de l'articulation repérée par rapport à l'extension complète
- χ_0 : position de départ de l'articulation repérée par rapport à l'extension complète
- δ : accélération linéaire
- Γ_t : valeur du maximum d'accélération tangentielle
- η : valeur globale d'un niveau d'excitation
- θ : valeur instantanée du déplacement angulaire
- θ' : valeur instantanée de la vitesse angulaire
- θ'_0 : valeur maximale de la vitesse angulaire, sous charge nulle
- θ'^2 : valeur instantanée de l'accélération radiale
- θ'' : valeur instantanée de l'accélération angulaire
- ρ : rayon de rotation

