

THÈSE

présentée

**A L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES
ET TECHNIQUES DE LILLE**

pour obtenir

le grade de docteur ès Sciences Naturelles

par

Emile PERTUZON

**LA CONTRACTION MUSCULAIRE
DANS LE MOUVEMENT VOLONTAIRE MAXIMAL**

soutenue le 13 mars 1972 devant la Commission d'Examen

M.M. V. BLOCH

Président

S. BOUISSET

Rapporteur

P. GUILBAULT

Examineur

M. HUGON

Invités

J. SCHERRER

AVANT-PROPOS

Le présent travail a été réalisé au Laboratoire de Physiologie Générale de l'Université des Sciences et Techniques de Lille.

Aussi, je tiens tout d'abord à remercier Monsieur le Professeur S. BOUISSET qui, après m'avoir accueilli dans son Laboratoire, a inspiré et suivi attentivement ce travail. Ses conseils compétents et ses critiques judicieuses ne m'ont jamais fait défaut. Qu'il trouve ici l'expression de toute ma gratitude.

Monsieur le Professeur V. BLOCH a bien voulu accepter la présidence de mon jury de thèse. J'en suis très honoré et je l'en remercie sincèrement.

Mes remerciements vont également à Monsieur le Professeur P. GUILBAULT qui, depuis la création de son Laboratoire de Physiologie Cellulaire, a su me faire profiter de ses compétences.

Monsieur le Professeur J. SCHERRER me fait le grand honneur de bien vouloir examiner ce travail et de siéger à mon jury. Je l'en remercie et lui en suis très reconnaissant.

Je tiens aussi à remercier Monsieur le Professeur M. HUGON de l'intérêt qu'il a porté à ce travail et d'avoir accepté de se joindre au jury.

Ce travail fait appel aux techniques de l'informatique et je tiens à remercier très sincèrement Gérard COMYN de la collaboration efficace qu'il m'a apportée.

Je ne saurais oublier Jean-Claude CNOCKAERT, dont la collaboration a été si précieuse dans la réalisation de ce travail. Je l'en remercie vivement.

Je remercie également Francis GOUBEL et Francis LESTIENNE de l'aide spontanée qu'ils m'ont apportée. Leur collaboration amicale m'a été d'un précieux secours.

Messieurs Gérard DUTRIEUX et Georges ATTAGNANT ont réalisé et adapté l'appareillage électronique.

Madame Marie-Agnès TOP-LAMBLIN a assuré une partie importante du dépouillement des nombreux enregistrements, travail fastidieux qu'elle a toujours conduit avec sérieux.

Monsieur René COISNE a assuré la mise au point du dispositif ergométrique avec une grande minutie.

Monsieur DUSAUSSOY a réalisé l'iconographie avec beaucoup de soin.

Monsieur VANDENNESTE a accepté la surcharge de travail que représente l'impression de ce mémoire.

Les collègues du Laboratoire de Physiologie Générale ont bien voulu prêter leur musculature squelettique aux tortures de l'expérimentation.

Qu'ils trouvent ici mes remerciements les plus sincères.

Enfin, je ne saurais terminer sans remercier très cordialement Mademoiselle Brigitte COUSIN qui a consacré une grande partie de son travail à la dactylographie et la mise en pages de ce mémoire. Elle s'en est acquittée avec bonne humeur et beaucoup de patience. Je lui en suis très reconnaissant.

SOMMAIRE

| | |
|---|----|
| <u>INTRODUCTION</u> | 1 |
| A - Propriétés mécaniques du muscle | 3 |
| B - Position du problème | 22 |
| | |
| <u>CHAPITRE I - TECHNIQUE</u> | 31 |
| A - Dispositif ergométrique | 32 |
| B - Mesure des variables mécaniques | 38 |
| C - Calcul des variables mécaniques musculaires | 44 |
| D - Mesure de l'activité électromyographique | 51 |
| E - Techniques d'enregistrement | 53 |
| | |
| <u>CHAPITRE II - DETERMINATION DES PARAMETRES</u> <u> BIOMECANIQUES</u> | 56 |
| A - Protocoles expérimentaux | 57 |
| B - Principes de calcul | 60 |
| C - Valeurs expérimentales des paramètres biomécaniques | 67 |
| | |
| <u>CHAPITRE III - CONTRACTION ISOMETRIQUE MAXIMALE</u> | 83 |
| A - Protocole et description des tracés expérimentaux | 84 |
| B - Relation force-longueur isométrique | 87 |
| C - Examen du niveau d'activité musculaire | 92 |

| | |
|---|-----|
| <u>CHAPITRE IV - CONTRACTION ANISOMETRIQUE MAXIMALE</u> | 105 |
| A - Protocole et description des enregistrements | 106 |
| B - Propriétés du mouvement maximal | 111 |
| C - Relations entre variables mécaniques de l'activité musculaire | 121 |
| | |
| <u>CHAPITRE V - ESSAI DE MODELISATION DU MOUVEMENT</u> | 134 |
| A - Conception et réalisation du modèle | 135 |
| B - Etude de l'adéquation du modèle | 145 |
| C - Applications du modèle | 154 |
| D - Discussion et conclusions | 159 |
| | |
| <u>CHAPITRE VI - DISCUSSION GENERALE</u> | 161 |
| A - Signification des propriétés du fléchisseur équivalent | 162 |
| B - Interprétation des propriétés du fléchisseur équivalent en termes de composante contractile | 174 |
| | |
| <u>RESUME GENERAL ET CONCLUSIONS</u> | 183 |
| | |
| <u>BIBLIOGRAPHIE</u> | 189 |
| | |
| <u>ANNEXE</u> | |

Chaque chapitre est précédé d'un plan détaillé.

INTRODUCTION

| | |
|--|----|
| A - PROPRIETES MECANIKES DU MUSCLE | 3 |
| I - Problème de l'élasticité et de la viscosité | 3 |
| 1. Elasticité et longueur du muscle | 4 |
| 2. Elasticité et tension du muscle | 5 |
| 3. Peut-on localiser l'élasticité ? | 6 |
| 4. La longueur de repos | 7 |
| II - Le muscle en tant que générateur de force | 8 |
| 1. La relation force-longueur | 9 |
| 2. La relation force-vitesse | 10 |
| 3. L'état actif | 13 |
| 4. Fondement structural des propriétés du muscle isolé | 14 |
| III - Propriétés mécaniques du muscle in situ | 16 |
| 1. Relations force-longueur et force-vitesse en contraction maximale | 16 |
| 2. Le muscle en contraction sous-maximale | 18 |
| 3. Conclusion | 19 |
| IV - Modèle opérationnel de muscle | 20 |
| B - POSITION DU PROBLEME | 22 |
| I - Choix de la préparation et du mouvement | 22 |
| II - Possibilités d'interprétation en termes de muscle | 23 |
| 1. Notion de fléchisseur équivalent | 23 |
| 2. Hypothèses d'ordre mécanique | 25 |
| 3. Hypothèses d'ordre physiologique : niveau d'activation | 26 |
| a) quantification de l'EMG | 27 |
| b) signification de l'EMG intégré | 28 |
| III - Conclusion | 30 |

Les premières observations concernant l'activité musculaire furent, à n'en pas douter, effectuées sur l'homme, et, dès le début du XVIe Siècle, LEONARD DE VINCI (v. SEIREG, 1969) posait quelques principes de la biomécanique du mouvement et de la contraction musculaire. L'observation fit place, peu à peu, à la méthode expérimentale. Sans vouloir faire ici un historique de la question, nous dirons simplement que, dans le courant du XIXe Siècle, commence à se développer l'étude de la mécanique du muscle, étude qui se focalisa sur deux points essentiels, à savoir l'élasticité et la force musculaire.

En 1858, WEBER (d'après BEAUNIS, 1888) estimait que l'élasticité du muscle en contraction était plus faible que celle du muscle au repos, confondant toutefois propriétés élastiques et propriétés contractiles. Dès 1863, VAN MANSVELT (d'après BECLARD, 1886), au moyen d'une technique qui annonçait déjà celle des mouvements de "quick-release", notait que l'élasticité était d'autant plus grande que le "poids soutenu" était plus élevé. MAREY (1873) ajoute à cette notion d'élasticité celle de l'amortissement. Il en déduisit même que ce phénomène jouait un rôle essentiel dans le passage de la secousse au tétanos.

Un choix plus strict des conditions expérimentales permit à BLIX (1893) de déterminer que, sur le muscle isolé : l'élasticité du muscle au repos ne répond pas à la loi de Hook ; l'élasticité est fonction du temps ; la force active développée par un muscle est fonction de sa longueur ; l'allure de la relation entre la force et la longueur est modifiée par la fatigue.

L'étude détaillée de la physiologie musculaire prit véritablement son essor avec les travaux de HILL et de son école, ainsi qu'avec ceux, nombreux, qu'ils ont suscités, tant pour le muscle isolé que pour le muscle humain in situ. Il est d'ailleurs à noter que les recherches évoluèrent de façon parallèle dans ces deux domaines.

C'est dans cette perspective que s'inscrivent les recherches que nous rapportons ici. Nous nous sommes proposés, prenant en considération les études plus récentes concernant les propriétés mécaniques du muscle isolé, de contribuer à l'amélioration des connaissances sur le muscle humain.

L'étude de la contraction musculaire dans le mouvement pose le problème de la détermination des propriétés mécaniques du muscle in situ. De même, elle nécessite l'appréciation de sa commande ainsi que des rapports entre les propriétés contractiles et les modalités de la commande.

Il apparaît donc nécessaire d'exposer préalablement certains des concepts, établis sur le muscle isolé, par rapport auxquels se situe l'étude des propriétés mécaniques du muscle dans la contraction in situ.

A - PROPRIETES MECANIQUES DU MUSCLE ISOLE

Les propriétés du muscle isolé ont été étudiées à la fois sur le muscle entier et sur la fibre musculaire. Dans ce cas, la stimulation est artificielle et, en général, synchrone pour toutes les unités motrices.

I - LE PROBLEME DE L'ELASTICITE ET DE LA VISCOSITE

A la suite des travaux de HARTREE et HILL (1921) et de HILL (1922 b), la théorie visco-élastique fut établie. Elle fut reprise par GASSER et HILL (1924) et l'ergomètre de LEVIN et WYMAN (1927) permit à ces auteurs de définir le muscle comme étant formé d'une composante élastique pure (non amortie) en série avec une composante élastique amortie, cette dernière devant correspondre, par la suite, au générateur de force.

Cependant, dès 1924, FENN constatait que le travail fourni et l'énergie libérée par le muscle, au cours de la contraction, ne pouvaient être expliqué par la simple intervention d'une viscosité. C'est finalement en 1935 que FENN et MARSH définissaient une relation force-vitesse dans laquelle intervenaient un générateur de force et un amortissement de type visqueux. Dès lors, il devenait évident que les modèles de muscle ne pouvaient se limiter à des analogies purement visco-élastiques, tels que les modèles de VOIGT ou de MAXWELL ou leur analogies électriques. Les propriétés visco-élastiques devaient donc être étudiées en tant que telles.

HILL (1952) et ABBOTT et LOWY (1957) constatent de nouveau que la chute de tension après un étirement est une fonction du temps. Ce phénomène, déjà signalé, avait fait l'objet d'une interprétation de GASSER et HILL (1924) qui y voyaient la preuve d'un étirement amorti des structures contractiles, et a été, récemment, confirmé par LANNERGREN (1971). L'éventuelle intervention de ces structures contractiles conduit donc à examiner les relations entre l'élasticité, ou la compliance, et la longueur du muscle ainsi que la force qu'il développe.

1 - Elasticité et longueur du muscle

Depuis les résultats de PETIT (1931), développés par AUBERT (1956), il semblait apparaître que la relation entre la compliance et la longueur du muscle au repos était approximativement exponentielle. ERNST (1963) rapporte les différentes expressions de cette relation, telles que celles de BANUS et ZELTIN (1938), RAMSEY et STREET (1940) et BUCHTHAL et KAISER (1951).

Cette relation fut précisée ultérieurement par JEWELL et WILKIE (1958) qui estiment que la relation est exponentielle lorsque les tensions appliquées sont faibles, puis, que cette relation devient linéaire aux forces plus élevées. Les déterminations plus récentes de GALEY (1969) conduisent également à une formulation curvilinéaire.

Les valeurs obtenues par BAHLER (1967) sur le muscle de rat sont de $17,6 * 10^{-6}$ cm/dyne à la longueur de repos et de

$1,1 * 10^{-6}$ cm/dyne à la longueur prise par le muscle lorsqu'on l'étire avec une force F_0 égale à la tension isométrique maximale. Le rapport de ces compliances est donc de 1 à 16. Toutefois, la variation de longueur entre ces deux mesures est certainement très largement supérieure à celle du muscle in situ.

En définitive, la compliance du muscle ne semble pas être très liée à la longueur, tout au moins, pour des longueurs proches de la longueur de repos. Cependant, nous tiendrons compte ultérieurement de ce fait pour poser les hypothèses sous jacentes à la détermination de la compliance du muscle in situ.

2 - Elasticité et tension du muscle

On entend ici, par tension, la force développée par le muscle lorsque ses structures contractiles sont activées. HILL (1949 a) estime que d'éventuelles structures élastiques, disposées en parallèle sur les structures contractiles, sont mises "hors-circuit" lorsque ces dernières sont activées et que, par conséquent, l'élasticité déterminée sur le muscle en contraction n'est vraisemblablement pas valable dans la phase initiale de la contraction. Compte tenu de ce point de vue, on peut s'attendre à ce que la compliance (k) varie plus aux faibles valeurs de la force (F) qu'aux valeurs élevées. Dans la mesure où, à partir d'une certaine valeur de la force développée, le recrutement spatial est complet, la pente de la relation $k = f(F)$ doit décroître et même devenir pratiquement nulle aux fortes valeurs de F . Un seuil de $0,5 F_0$, c'est-à-dire la moitié de la force isométrique maximale, en a été déterminé par HILL (1949 a).

Nous tiendrons compte de cette hypothèse lors de l'établissement d'une hypothèse opérationnelle du muscle in situ. Quoiqu'il en

soit, le fait que la compliance diminue lorsque la force croît ne semble pas être mis en cause, quel que soit le type de muscle étudié, si l'on en croît les résultats de BUCHTHAL et KAISER (1944), ou encore JEWELL et WILKIE (1958). Une formulation synthétique de la compliance a été utilisée par BAHLER (1968) où la compliance est une double fonction de la force et de la longueur.

Il apparaît donc que la localisation des structures élastiques revêt une grande importance du point de vue théorique, puisqu'elle est susceptible de déterminer le comportement des structures contractiles.

3 - Peut-on localiser l'élasticité ?

La localisation de l'élasticité dans le muscle a été très discutée et il faut bien constater que les divergences apparues à ce sujet sont dues, au moins en partie, à ce que les techniques de mesure sont très variées et qu'elles portent sur des préparations très différentes, allant d'une portion de fibre au muscle entier.

Les conclusions de LEVIN et WYMAN (1927) entraînent qu'une partie de l'élasticité, bien qu'amortie, est située dans les structures contractiles. RAMSEY et STREET (1940) pensent que cette élasticité serait celle du sarcolemme, contrairement à l'opinion de SCHMIDT (1937) (d'après ERNST, 1963) qui considère que l'élasticité ne peut que se trouver en série entre les fibrilles musculaires et les fibrilles tendineuses auxquelles elles sont reliées. CASELLA (1951) nuance cette position en précisant que le sarcolemme ne peut intervenir dans la tension de repos qu'à partir d'une élongation de 50 p.100 de la longueur de repos. Ce n'est manifestement pas les conditions du

muscle in situ, pas plus que les conditions habituellement choisies pour l'étude du muscle isolé.

L'élasticité-série pourrait être localisée, comme l'a pensé HILL (1950), à la fois dans les tendons et les éléments contractiles. A ce sujet, GORDON et coll. (1966) posent la question de savoir si une partie de l'élasticité ne pourrait être située dans les sarcomères eux-mêmes. SZENT-GYORGYI (1957) l'aurait situé en partie au niveau des bandes Z. En fait, il semble probable d'après WILKIE (1950) que toute l'élasticité-série ne peut être attribuée aux tendons, ceux-ci étant, en fait, relativement peu extensibles. Selon JEWELL et WILKIE (1958), les tendons ne représenteraient que 50 p.100 de l'élasticité-série.

4 - La longueur de repos

Si le muscle (ou la fibre) présente une certaine élasticité, il en résulte nécessairement qu'au repos et sans étirement, il doit se fixer à une longueur d'équilibre ou longueur de repos. Toutefois, comme l'élasticité est, en partie, amortie, la longueur de repos ne peut être valablement mesurée que si on laisse l'élastique amorti s'établir à sa propre longueur d'équilibre. Comme d'autre part, il peut exister des phénomènes de friction (AUBERT, 1956) ou de plasticité, qu'elles soient de nature structurale ou dues à une friction actine-myosine, la longueur de repos peut alors dépendre de l'histoire antérieure du muscle (Mc CARTER et coll., 1971). La technique utilisée par BUCHTHAL et KAISER (1951) est, à ce sujet, très suggestive : la longueur de repos de la fibre isolée est mesurée, après suspension d'un poids de 5 dynes (environ 5 p.1000 de la tension isométrique maximale), quelques stimulations et attente d'environ 15 minutes.

Malheureusement, la détermination de la longueur de repos ne répond pas toujours à des critères expérimentaux aussi stricts. Aussi n'est-il pas étonnant qu'un grand nombre de longueurs de références aient été utilisées pour le muscle et même pour la fibre.

Enfin, il est à noter que la longueur de repos du muscle n'est pas simplement la résultante de la longueur de repos des fibres. Alors que GORDON et coll. (1966) estiment que la longueur du sarcomère est de $2,1 \mu$ pour la fibre isolée, A.V. HILL (1949 b) et D.K. HILL (1968) l'estiment entre $1,5$ et $1,8 \mu$ pour le muscle in situ. Il est probable que la présence de tissus annexes, telles les enveloppes conjonctives (BANUS et ZELTIN, 1938) et l'existence d'une innervation (STEINDLER, 1964) sont susceptibles d'entraîner des variations de cet ordre de grandeur.

II - LE MUSCLE EN TANT QUE GENERATEUR DE FORCE

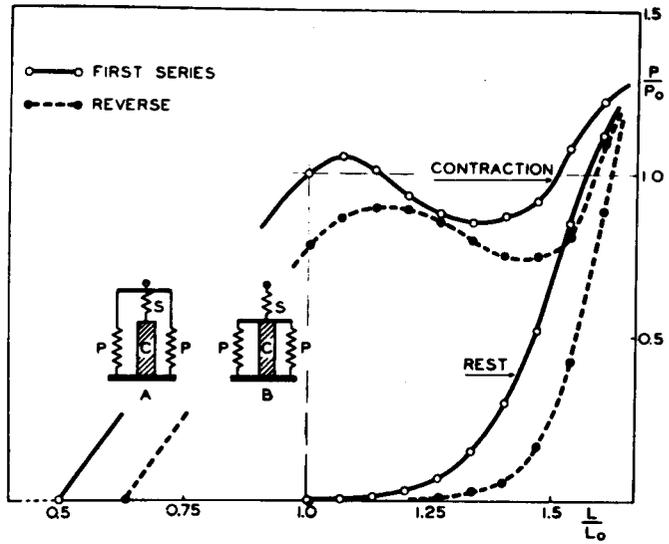
Outre l'influence de la longueur sur la tension du muscle au repos, il avait été noté, dès le XIXe Siècle, que la force "active" développée par le muscle stimulé était également une fonction de sa longueur. Ce n'est que progressivement que le concept d'une relation entre la force et la vitesse apparut et il ne fait pas de doute que la prise en considération, dans les deux premières décades de ce siècle, de modèles, tels que celui de LEVIN et WYMAN (1927), fut réellement le point de départ d'études attentives de ce qui devait être appelé relation force-vitesse. Depuis, de nombreuses formulations en ont été données et des théories sont venues à l'appui des hypothèses, parfois empiriques, sur lesquelles reposaient les descriptions mathématiques de la relation force-vitesse.

1 - La relation tension-longueur

Dès 1893, BLIX traçait de remarquables relations force-longueur du muscle isolé, tant au repos qu'en contraction et montrait l'altération de ces relations par la fatigue.

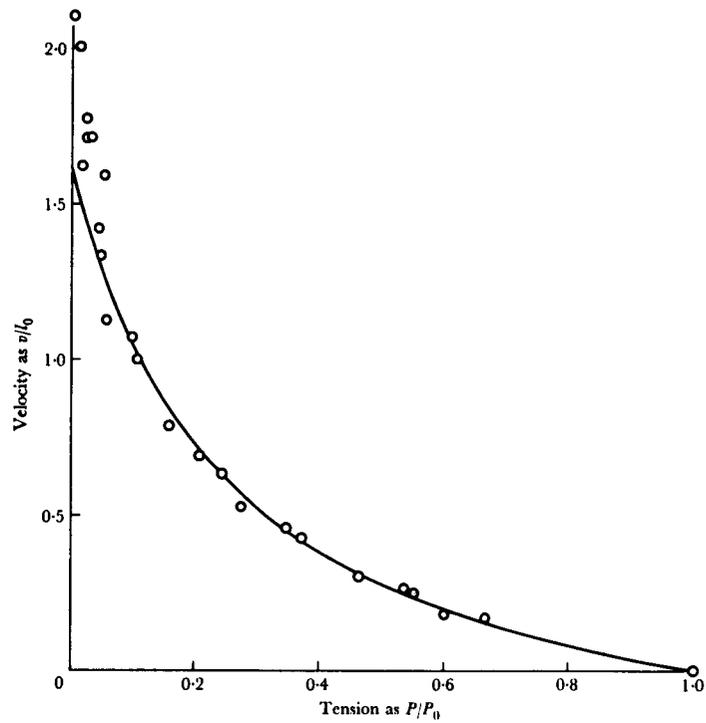
La tension globale du muscle croît avec la longueur et est considérée comme étant la résultante de la tension active et de la tension due à l'étirement des structures élastiques du muscle au repos (Fig. 1). C'est ce qui explique que les relations tension-longueur présentent une grande variété de formes suivant le type de muscle considéré. La valeur la plus élevée de la tension est, en général, mesurée pour la plus grande longueur, mais un autre maximum de force peut se présenter au voisinage de la longueur de repos. Même dans le cas où ce maximum ne se présente pas, la relation prend une allure sigmoïde dont le point d'inflexion n'est jamais très éloigné de la longueur de repos. La tension active déduite de ces tracés a classiquement l'allure d'une courbe de type parabolique, tant sur le muscle (v. AUBERT et coll., 1951) que sur la fibre isolée (v. BUCHTHAL, 1942). Diverses formulations mathématiques en ont été données (v. RAMSEY, 1947).

Mais cette interprétation n'est évidemment valable que si toute l'élasticité mesurée sur le muscle au repos est effectivement en série, et doit, par conséquent être prise en compte dans l'évaluation de la force active. Si ce n'était pas le cas, il faudrait admettre que la longueur de repos du muscle en contraction serait différente de celle du muscle non activé (H.H. WEBER, 1951) : on ne peut, en effet, exclure que certaines des élasticités parallèles, prises en compte sur le muscle inactivé, se trouvent shuntées par le raccourcissement des structures contractiles activées (AUBERT, 1956).



- Fig. 1 -

Relation force-longueur du muscle isolé au repos et en contraction isométrique . (D'après AUBERT et coll. , 1951)



- Fig. 2 -

Relation force-vitesse du muscle isolé. (D'après HILL, 1970)

Une dernière constatation, faite entr'autres par AUBERT et coll. (1951), traduit les effets de l'histoire antérieure du muscle sur le décours de la relation force-longueur du muscle en contraction, comme celle du muscle au repos. Les tensions mesurées à longueur croissante sont plus élevées que celles mesurées à longueur décroissante. Les deux courbes traduisent un phénomène "d'hystérésis" qui pourrait trouver son explication dans des propriétés plastiques du muscle, que ces propriétés correspondent à des phénomènes de friction, ou à des réarrangements structuraux des éléments contractiles.

2 - La relation force-vitesse

Depuis les expériences de GASSER et HILL (1924), il était apparu que la force développée par un muscle pouvait être altérée, non seulement par une variation de la longueur du muscle, mais également par la vitesse à laquelle ce changement de longueur était effectué. Examinant le comportement du muscle, sous l'angle du travail fourni, LEVIN et WYMAN (1927), confirment les conclusions de GASSER et HILL, à savoir que l'influence de la vitesse sur la force développée correspondrait à l'intervention d'une viscosité. Simultanément, FENN (1923), sur les mêmes critères, montrait que la chute de force ne pouvait être due à une simple viscosité. Mais il faut attendre les travaux de FENN et MARSH (1935) pour qu'une première formulation de la relation force-vitesse soit donnée. Il s'agit d'une relation exponentielle de la forme :

$$F = F_0 * e^{-av} - kv$$

où : F, désigne la force ; v, la vitesse et F_0 , la force isométrique maximale. Le terme k est une viscosité, mais on voit que la courbe

représentative de la fonction est incurvée vers l'origine des axes, traduisant ainsi une propriété caractéristique du générateur de force. L'interprétation qui en était donnée était qu'il existait une limite à la vitesse des réactions au sein des structures contractiles.

La théorie visco-élastique devait donc être abandonnée et à la suite des études de HILL (1938), sur la chaleur de raccourcissement, une nouvelle formulation était apportée qui postulait la correspondance entre les phénomènes thermiques et les phénomènes mécaniques de la contraction. Dans sa signification mécanique, l'équation caractéristique entre la force (F) et la vitesse (v) pouvait s'écrire :

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

où : le coefficient a avait les dimensions d'une force et b, celles d'une vitesse (Fig. 2).

La théorie visco-élastique du muscle était alors abandonnée au profit du "modèle à deux composantes" : une composante élastique non amortie en série avec une composante contractile régie par l'équation caractéristique.

Cette formulation fut confirmée par KATZ (1939) qui en précisa toutefois certaines limites. Si l'équation caractéristique impliquait un décours continu de la relation des vitesses de raccourcissement aux vitesses d'allongement, l'expérience montrait en fait une discontinuité pour $v = 0$: la vitesse d'allongement était beaucoup plus faible que celle prévue par la relation hyperbolique.

La même constatation fut également faite par AUBERT (1956) qui expliqua cette discontinuité par l'existence d'une friction agissant constamment contre le mouvement. Cette force de friction (f) apparaît dans l'équation du générateur de force, proposée par AUBERT qui adopte la formulation exponentielle :

$$F = F_0 * e^{-v/B} \pm f$$

où : B , est un coefficient ayant les dimensions d'une vitesse. Récemment, DUMOULIN et MARECHAL (1970) ont proposé de localiser la friction au niveau des filaments d'actine et de myosine.

Entre temps, POLISSAR (1952) établissait une autre équation à partir d'un modèle physico-chimique postulant que les éléments contractiles pourraient se trouver dans l'un ou l'autre de deux états et que le passage d'un état à l'autre s'effectuerait avec une vitesse liée à la tension.

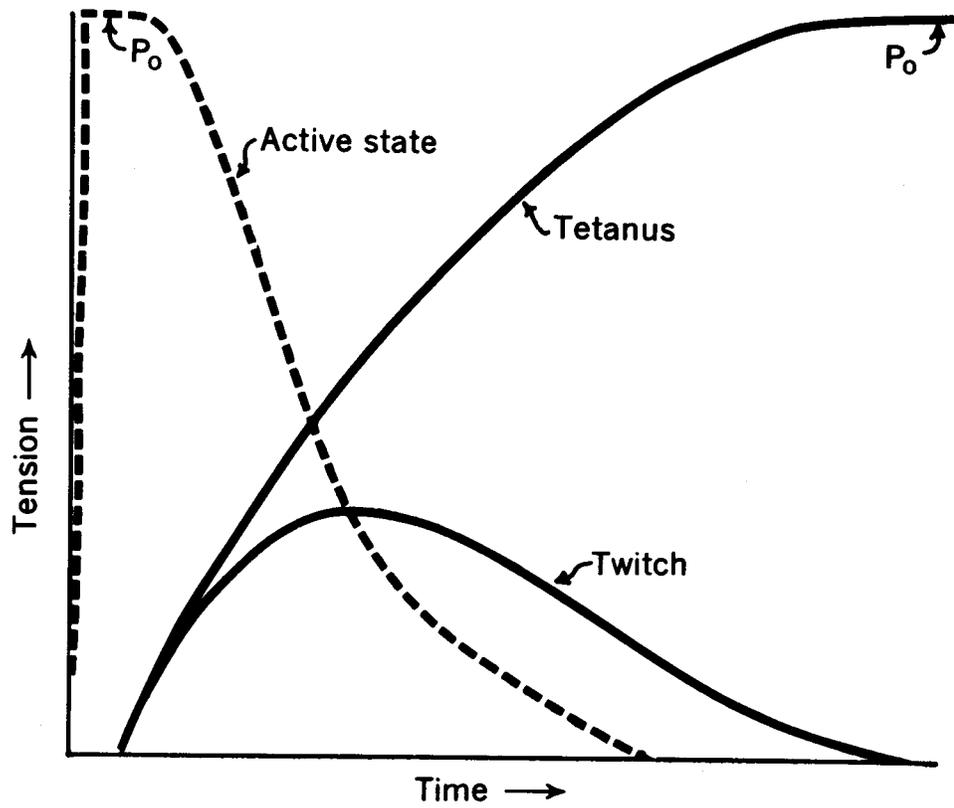
S'il ne fait aucun doute que la plupart des résultats expérimentaux peuvent s'adapter à l'une ou l'autre des équations caractéristiques, celle qui a été la plus utilisée, et testée sur un grand nombre de préparations différentes, reste incontestablement celle de HILL (BASKIN, 1965). Mais son adéquation ne semble valable que dans les conditions précises, et limitées, de sa détermination. Outre la non-validité de l'équation pour les valeurs négatives de la vitesse, ABBOTT et WILKIE (1953) montrèrent que, pour les longueurs inférieures à la longueur de repos, F_0 ne pourrait plus être considérée comme constant, mais comme une fonction de la longueur, les paramètres a et b restant inchangés.

3 - L'état actif

Le muscle, considéré comme générateur de force, présente un dégagement de chaleur précoce suivi du développement de la tension (HILL, 1949 a). Mais, suivant le modèle à deux composantes, la phase initiale d'une contraction, même isométrique, se traduit par un raccourcissement de la composante contractile correspondant à la mise sous tension de l'élastique-série. Il en résulte que, si la relation force-vitesse est valable durant cette phase de la contraction, le développement de la force sera retardé. La présence de cet élastique-série a également pour conséquence que la chute de la force sera "délayée" par la restitution de l'énergie stockée par cet élastique (Fig.3).

L'intensité de l'état actif à chaque instant de la contraction peut être définie comme "la tension isométrique que la composante contractile peut développer (ou supporter sans allongement) à cet instant" (WILKIE, 1956). Il n'est donc possible d'étudier le décours temporel de la tension de l'élément contractile que si l'on s'assure de l'invariabilité de sa longueur durant la contraction. On peut, à cet effet, étirer le muscle sitôt la stimulation, compensant en quelque sorte la compliance de l'élastique-série par une compliance "négative". Sur ces bases, JEWELL et WILKIE (1958) déterminent que l'état actif, au cours d'un téтанos sur muscle de grenouille à 0°C était complètement développé, 60 ms après la stimulation alors que le maximum de tension isométrique était normalement atteint au bout d'environ 250 ms.

De la même façon, on peut, en soumettant le muscle à des détentes et, en observant le re-développement de la tension, déterminer la fin de l'état actif. RITCHIE (1954) montre que l'état actif commence



- Fig. 3 -

Relation entre la force et le temps pour la secousse, le tétanos et l'état actif .

(D'après ZIERLER, 1968)

à décroître 35 ms après le dernier stimulus d'un téтанos et qu'il n'est plus décelable au bout de 400 ms, alors que la tension ne redevient normalement nulle qu'après 650 ms.

Il apparaît donc clairement que les propriétés élastiques du muscle interfèrent avec ses propriétés contractiles. Mais, comme le remarque PRINGLE (1960), rien ne prouve que les variations de longueur ou de tension imposées au muscle ne modifient pas l'état actif. Au lieu de la notion d'état actif indépendant de la tension, on pourrait postuler une "autre propriété, appelée activation qui serait accrue par la tension et qui contrôlerait la vitesse de raccourcissement pour une valeur donnée de la tension".

4 - Fondement structural des propriétés du muscle isolé

Les théories développées pour expliquer les mécanismes de la contraction, ont eu essentiellement pour but de proposer quelques lois régissant le comportement des structures contractiles à l'échelle moléculaire et d'en dériver des équations susceptibles de décrire les propriétés contractiles du muscle et, éventuellement, de s'adapter à des modèles antérieurement décrits.

De nombreuses théories ont été proposées. Celle de DAVIES (1963) a été largement critiquée, tant sur ses hypothèses que sur les conséquences qu'elle implique (MOMMAERTS, 1969). INGELS et THOMPSON (1966) proposent d'expliquer la contraction par l'interaction de charges électriques apparaissant au niveau des filaments et TAYLOR (1969) tente d'associer un modèle à deux composantes à une théorie du couplage excitation-contraction.

Mais la théorie qui reste la base essentielle des explications que l'on peut donner des différents modèles de muscle, reste incontestablement celle de HUXLEY (1957).

Cette théorie, partant de quelques hypothèses simples sur les vitesses de réaction du complexe actine-myosine, permet d'établir un ensemble d'équations qui, sur la base d'un modèle à deux composantes du type de celui décrit par HILL, vérifie partiellement les équations caractéristiques des relations force-longueur et force-vitesse.

Mise à part la réaction responsable de la production d'énergie, dont la vitesse n'est théoriquement pas limitée, la théorie de HUXLEY décrit le passage réversible de l'actine et de la myosine en un complexe acto-myosine suivant des vitesses qui sont fonction de la position relative des sites de la myosine et de l'actine.

Cette théorie, à un facteur statistique près, ne diffère pas sensiblement de la théorie de POLISSAR, mais offre cependant l'avantage de postuler quelques lois régissant la vitesse des réactions préliminaires à la production d'énergie par le muscle, tout en quantifiant, sur des bases statistiques, le comportement des structures moléculaires du muscle.

Partant de ces données, "l'overlap" des filaments d'actine et de myosine permet d'expliquer l'allure parabolique de la relation tension active-longueur et peut, moyennant certaines hypothèses, expliquer le modèle à deux composantes de HILL, plus particulièrement au regard de la relation force-vitesse.

En définitive, on peut considérer, à l'instar de CAPLAN (1966), que le muscle est un système autorégulé mais que la seule

considération de ce type de système ne peut entrer dans le contexte plus général de l'étude des propriétés mécaniques du muscle in situ. L'existence de systèmes de régulation indépendants du muscle conduit à poser le problème de la détermination des propriétés mécaniques du muscle chez l'homme.

III - PROPRIETES MECANQUES DU MUSCLE IN SITU

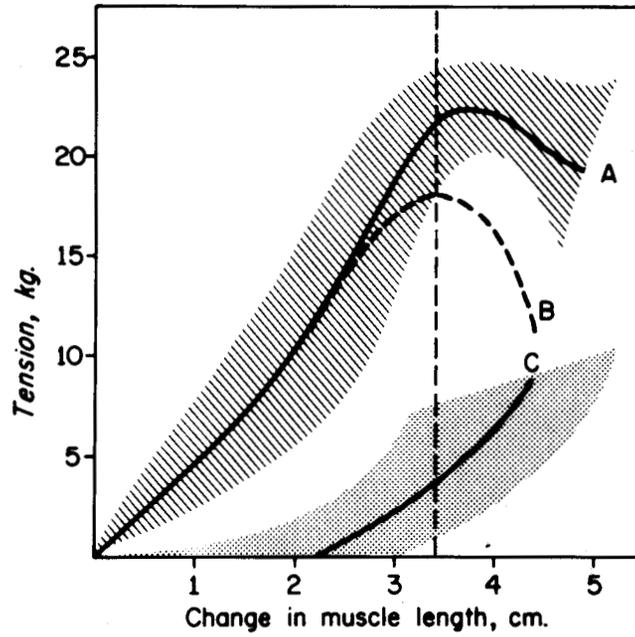
Les propriétés mécaniques du muscle humain in situ, c'est-à-dire plus précisément au cours d'une activité motrice naturelle, ont fait en définitive l'objet de peu d'études systématiques. Si beaucoup d'études ont été conduites sur le mouvement volontaire, peu d'auteurs se sont attachés à l'expression de leurs résultats en termes de muscle. Sauf dans le cas des études menées sur des muscles désinsérés, chez des amputés (v. p. ex. RALSTON et coll., 1947), les propriétés du muscle in situ ont toujours été élaborées à partir des variables mécaniques du mouvement. Dans ce cas, les variables mesurées sont la résultante de l'action d'un certain nombre de muscle sur une articulation et la détermination des propriétés mécaniques de chacun de ces muscles doit nécessairement reposer sur des considérations d'ordre anatomique (BRAUNE et FISCHER, 1889 ; IKAI et FUKUNAGA, 1968) ou électromyographique (MESSIER et coll., 1969). Ce point sera analysé plus loin.

1 - Relations force-longueur et force-vitesse en contraction maximale

S'appuyant sur les travaux de LUPTON (1922), HILL (1922 a) suggérait un parallélisme entre les résultats obtenus chez l'homme et sur le muscle isolé. En fonction de la théorie visco-élastique, on

pensait généralement que la chute de force liée à l'augmentation de la vitesse était due à une viscosité (DICKINSON, 1928). Au moyen d'une technique de mouvements passifs, FENN et GARVEY (1934) déterminaient la viscosité de l'ensemble des muscles du genou et critiquaient les résultats de HILL, analysés et développés par FENN et coll. (1931). Il apparaissait que la viscosité ne pouvait être seule à déterminer la relation entre la force et la vitesse ; ces constatations aboutirent tout naturellement à la formulation de l'équation force-vitesse, obtenue sur le muscle isolé par FENN et MARSH (1935). Quelques années plus tard (FENN, 1938), les mêmes résultats étaient obtenus pour le muscle in situ chez l'homme. Dans le même temps, HILL (1938) proposait l'équation caractéristique force-vitesse, de forme hyperbolique. Les relations force-longueur (Fig. 4) et force-vitesse (Fig. 5), bien étudiées sur le muscle isolé, allaient faire l'objet d'une étude sur des amputés par RALSTON et coll. (1947) et RALSTON et coll. (1949). La relation force-vitesse déterminée sur ces muscles désinsérés pouvait s'écrire sous une forme hyperbolique. Ces résultats n'étaient cependant pas à l'abri de critiques, les muscles examinés développent des forces maximales beaucoup plus faibles que celles de muscles normaux. Quoiqu'il en soit, leurs résultats montraient des relations force-longueur d'où l'on pouvait déduire la force active développée, et où il était évident que l'élasticité du muscle était fonction de sa longueur. De plus, il est apparu (BOTTOMLEY et coll., 1963) que les mêmes phénomènes d'hystérésis apparaissaient comme pour le muscle isolé.

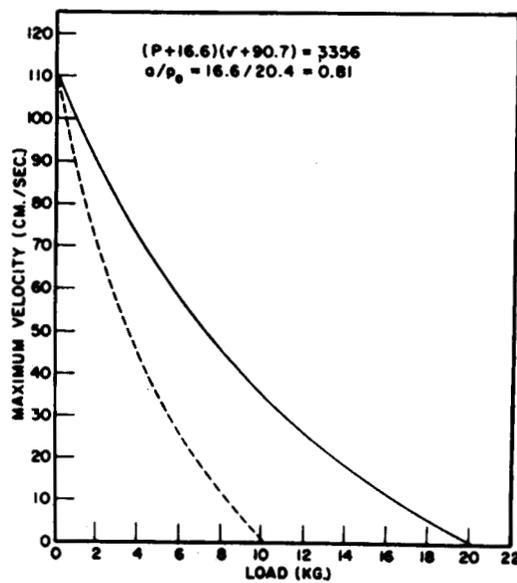
Une étude plus complète fut effectuée sur le membre supérieur par DERN et coll. (1947). Malheureusement, les variables mesurées étaient celles du mouvement du segment déplacé, c'est-à-dire angulaires. Une partie de leurs résultats concernent cependant l'application de



- Fig. 4 -

Relation force-longueur du muscle humain in situ au repos et en contraction isométrique.

(D'après une monographie de l'UNIVERSITE DE CALIFORNIE, 1947)



- Fig. 5 -

Relation force-vitesse du muscle humain in situ .

(D'après INMAN et RALSTON, 1954)

couples variables, tels que la force rapportée à l'axe du bras soit constante, et, dans ces conditions, leurs résultats s'adaptaient à l'équation d'une hyperbole.

L'étude la plus détaillée sur les propriétés mécaniques des muscles de la flexion du coude reste incontestablement celle de WILKIE (1950) qui s'est proposé d'examiner la validité de la relation force-vitesse chez le sujet intact, comme il avait été suggéré par HILL (1940) à l'examen des résultats de LUPTON (1922). Posant clairement les hypothèses sous-jacentes à l'étude de la contraction musculaire au cours du mouvement, et considérant un système à deux composantes, élastique et contractile, WILKIE put montrer qu'il existait une relation force-longueur isométrique, que la compliance des fléchisseurs était fonction de la tension du muscle, et que, compte tenu de cette compliance, on pouvait établir la relation caractéristique force-vitesse de la composante contractile. Poussant plus loin l'analyse de ses résultats, WILKIE proposait la détermination des caractéristiques mécaniques de chacun des fléchisseurs du coude, sur la base de certaines données de BRAUNE et FISCHER (1889).

Toutefois, dans ces résultats, la validité de la mesure de la vitesse de raccourcissement du muscle semble être limitée par le fait que cette vitesse n'est pas enregistrée de façon continue, mais déterminée à une position donnée de l'articulation.

2 - Le muscle en contraction sous-maximale

La relation force-vitesse semblait donc vérifiée dans les conditions de la contraction volontaire maximale et BIGLAND et LIPPOLD (1954), s'appuyant sur une technique d'intégration des

électromyogrammes de surface (LIPPOLD, 1952), examinèrent cette relation pour des niveaux d'activation sous-maximaux.

Il ressort de leurs résultats que la relation force-vitesse hyperbolique $(F + a)(V + b) = (F_0 + a)b$ peut s'appliquer à des niveaux sous-maximaux, pour le peu que l'on fasse intervenir un coefficient, estimé d'après les électromyogrammes, sur les paramètres F_0 et a . Par là même, ils mettaient l'accent sur l'importance de l'électromyogramme intégré en tant qu'indice du niveau d'activation du muscle. En particulier, ils montraient que pour un niveau de force donnée, l'EMG intégré était proportionnel à la vitesse et que, corrélativement, pour une vitesse donnée, l'EMG intégré était proportionnel à la force. Il s'agissait là de conditions expérimentales très particulières, différentes de celles des mouvements sous-maximaux naturels pour lesquels la relation force-vitesse est plus délicate à établir (GOUBEL, 1970).

Il n'en reste pas moins vrai que si la plupart de ces résultats s'adaptent à la relation hyperbolique de HILL (v. par ex. PINI, 1966), ils peuvent tout aussi bien s'adapter, comme le remarque WILKIE (1950) à une autre formulation de cette relation, telle celle de FENN.

3 - Conclusion

Le fait que de nombreux auteurs aient utilisé l'équation de HILL entraînait implicitement la prise en considération du modèle à deux composantes. C'est ainsi que, contrairement à FENN qui n'attribuait pas une grande importance à l'intervention de la composante élastique, de nombreux auteurs examinèrent le rôle fonctionnel de cette

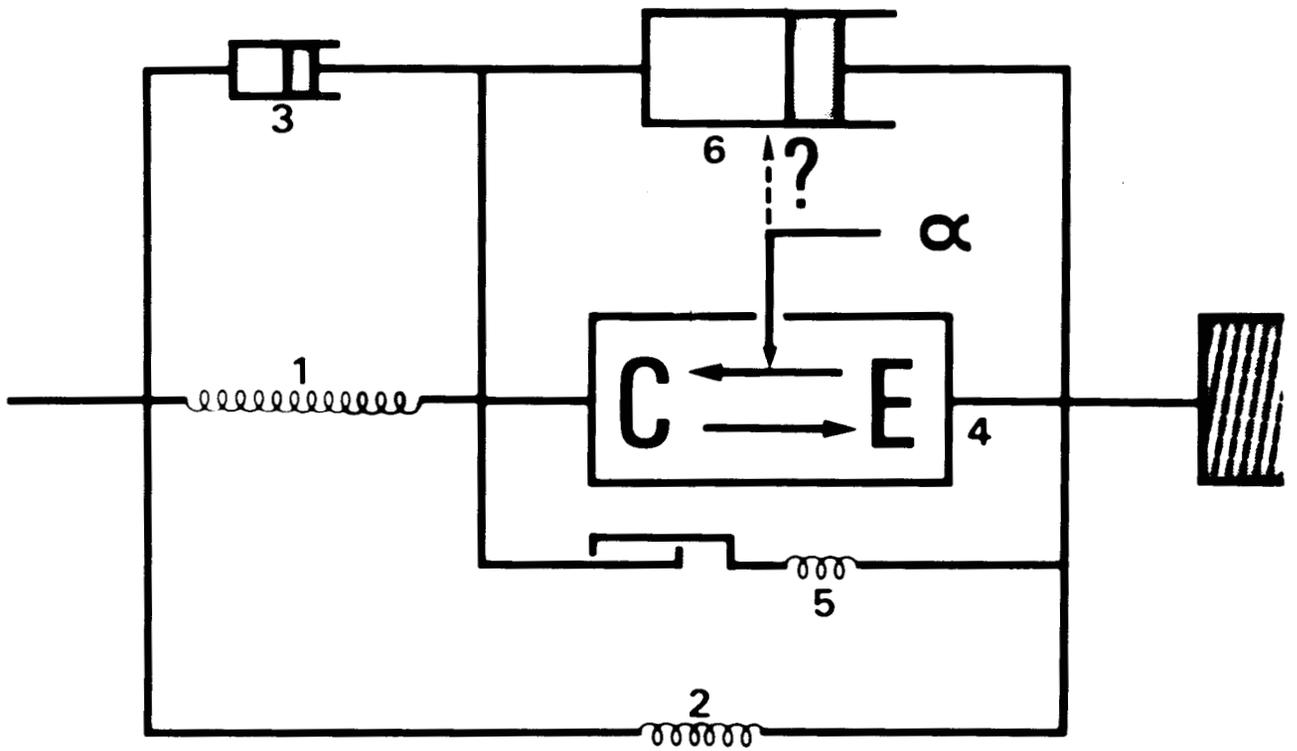
composante, en tant que structure de stockage d'énergie potentielle (v. par ex. CAVAGNA et coll., 1965 - CAVAGNA, 1970). Dans un but identique, GOUBEL et coll. (1971) ont mesuré la compliance des fléchisseurs du coude dans le cas de mouvements sous-maximaux et montré la relation entre la compliance et la tension du muscle à laquelle cette compliance est mesurée.

Compte tenu des problèmes posés par le niveau d'activation du muscle et de l'intervention de la composante élastique, il n'en reste pas moins que l'étude de l'activité musculaire in situ, au cours du mouvement, se heurte au fait que, ne serait-ce que de par la présence d'un segment en déplacement circulaire, il n'est théoriquement pas possible de placer le muscle dans des conditions de la contraction isotonique habituellement choisie pour l'étude du muscle isolé. C'est ainsi que l'on peut être conduit à envisager l'étude des relations entre les valeurs instantanées des variables mécaniques de l'activité musculaire in situ.

IV - MODELE OPERATIONNEL DE MUSCLE

En conclusion, nous pouvons tenter d'esquisser un modèle opérationnel de muscle, regroupant les hypothèses fondamentales qui sous-tendent notre système d'explication et qui résultent aussi bien de l'analyse précédente de la littérature que de nos propres observations.

La figure 6 représente un schéma d'ensemble du modèle que nous proposons. Celui-ci est assez proche du modèle à deux composantes, puisqu'il présente un élément élastique (1), dont l'amortissement est très faible (3), en série avec un élément "réversible".



- Fig. 6 -

Modèle opérationnel de muscle .

Explications dans le texte .

Cet élément correspond aux structures contractiles (4), développant une force (C) quand elles sont soumises à une activation α et se comportant comme un élastique (E) lorsqu'elles ne le sont pas.

L'élasticité représentée en parallèle (5) sur cet élément réversible serait celle du sarcolemme, n'intervenant qu'aux grandes longueurs. La viscosité (6) correspond à l'amortissement important de la composante contractile, l'élasticité (2) est celle des tissus conjonctifs.

Nous nous devons de donner quelques précisions supplémentaires sur ce que nous désignons par élément "réversible". Le passage de C en E ne signifie pas simplement que toute l'élasticité E est située au niveau des myofibrilles, mais également que, quand l'élément "réversible" est sous la forme C, ce dernier élimine, en les "shuntant", certains éléments élastiques qui lui sont parallèles.

On voit enfin, que l'activation α intervient sur l'état de l'élément "réversible" (flèche en trait plein) et pourrait éventuellement modifier l'amortissement (viscosité) de cet élément (flèche en tireté).

B - POSITION DU PROBLEME

L'étude des propriétés mécaniques du muscle isolé peut être effectuée dans des conditions de longueur, de stimulation, etc., très variées. En particulier, de part et d'autre de la longueur de repos du muscle, une gamme très large d'étirements ou de raccourcissement peut être étudiée. La fixation du muscle sur les appareils de mesure peut être assurée de façon quasi parfaite et la stimulation bien quantifiée.

Il n'en est évidemment pas de même pour l'étude du muscle in situ, particulièrement chez l'homme. Dans ce cas, les problèmes qui se posent concernent, d'une part, le choix du mouvement et, d'autre part, les possibilités d'interprétation en termes de muscles.

I - CHOIX DE LA PREPARATION ET DU MOUVEMENT

Comme le remarque WILKIE (1950), très peu de mouvements autorisent une étude quantitative de la fonction musculaire. Pour la permettre, un mouvement doit répondre à différents critères qui ressortent de l'examen de la littérature et dont certains ont été précisés par WILKIE (1950).

- 1 - Le mouvement doit concerner une articulation dont la géométrie est simple.
- 2 - Peu de muscles doivent être mis en jeu dans ce mouvement.

- 3 - Le mouvement ne doit pas perturber la fixation du reste du corps ou, pour le moins, la posture générale doit pouvoir être fixée en ne laissant s'effectuer que le mouvement étudié.
- 4 - Le mouvement doit pouvoir être reproductible aussi précisément que possible.
- 5 - Le mouvement doit être unidirectionnel et aucune précision ne doit être demandée.
- 6 - Dans le cas où une articulation présente plusieurs axes de rotation, il convient de réduire le nombre de degrés de liberté de cette articulation pour n'en étudier qu'un.

C'est en fonction de ces critères que nous avons retenu le mouvement de flexion du coude, principalement en contraction maximale. Comme, d'autre part, les mouvements exécutés dans un plan vertical peuvent être perturbés par la pesanteur, nous étudierons essentiellement le mouvement exécuté dans un plan horizontal.

II - POSSIBILITES D'INTERPRETATION EN TERMES DE MUSCLES

1 - Notion de fléchisseur équivalent

A une position donnée d'un système articulaire correspond pour chaque muscle, une longueur et une vitesse. Sauf, dans le cas de certains muscles, tel le digastrique, les muscles intéressés

dans la mobilisation d'une articulation ne peuvent sommer leurs vitesses et leurs longueurs. Il n'en est pas de même pour les forces : chaque muscle développe une force, et la force externe, mesurée au niveau du segment déplacé, est la résultante des forces musculaires individuelles, compte-tenu de la géométrie de chacun des muscles.

Il n'est donc pas possible, connaissant la seule force externe, de calculer la force exercée par chaque muscle. On doit donc se résoudre à réduire un groupe de plusieurs muscles ayant la même fonction à l'un d'eux dont l'action devra être considérée comme représentative de l'ensemble. Le groupe musculaire sera donc représenté par un muscle fictif ayant les dimensions de l'un des muscles du groupe. Il s'agit du muscle équivalent.

Dans le cas particulier du mouvement de flexion du coude, le muscle équivalent a, le plus souvent, les dimensions du biceps brachii. C'est pourquoi, nous le désignerons sous le nom de fléchisseur équivalent.

En fait, le fléchisseur équivalent représente, dans ce cas, non seulement l'ensemble des fléchisseurs, mais également les extenseurs, même quand ceux-ci sont inactifs, c'est-à-dire étirés passivement. Dans la plupart des cas, les forces résistantes passives des extenseurs inactivés seront tenues pour négligeables au regard des forces actives développées par les fléchisseurs.

De ce qui vient d'être dit, il résulte que la notion de muscle équivalent repose sur un certain nombre d'hypothèses. Ces hypothèses sont de deux ordres, mécanique et physiologique.

2 - Hypothèses d'ordre mécanique

Les segments mis en mouvement sont considérés comme des tiges rigides, c'est-à-dire que l'on pose essentiellement le principe de la rigidité des pièces osseuses. De même, les surfaces articulaires sont considérées comme des surfaces de révolution, ce qui entraîne que l'axe de rotation est tenu pour fixe. En outre, les forces de frottement, tant au niveau de l'articulation que dans le milieu où le segment se déplace, sont considérées comme négligeables.

Ces hypothèses sont également relatives à la géométrie du fléchisseur équivalent. Les insertions de ce muscle doivent être considérées comme ponctuelles et définir, avec l'axe de rotation de l'articulation, un triangle déformable dont on applique les relations métriques.

Il est classique de se référer, dans l'étude du muscle isolé, à une longueur de repos. Lorsqu'il s'agit d'un groupe musculaire, formé d'agonistes et d'antagonistes, il n'est évidemment pas possible de mesurer la longueur de repos de chacun des muscles, mais il convient de fixer une longueur de référence, au moins pour le fléchisseur équivalent, comparable d'une préparation à une autre. Bien qu'il soit possible que tous les muscles de l'articulation du coude soient toujours à une longueur supérieure à leur longueur de repos, celles-ci ne coïncident pas nécessairement. Dans ces conditions, nous nous limiterons à la détermination d'une longueur standard (l_0) correspondant à l'angle d'équilibre de l'articulation.

Un même ordre de remarques peut être fait au sujet des relations caractéristiques de chacun des fléchisseurs. Il n'y a pas nécessairement une coïncidence de forme des relations force-longueur de chacun des fléchisseurs, et les paramètres de la relation force-vitesse de chacun d'eux peuvent différer. Ceci a éventuellement pour conséquence que certains muscles peuvent se trouver dans des conditions telles que, leur vitesse maximale de raccourcissement étant atteinte, leur participation au développement de la force externe soit dès lors exclue.

Néanmoins, on doit poser l'hypothèse que le couple correspondant à la force développée par le fléchisseur équivalent reste dans un rapport approximativement constant avec le couple total, c'est-à-dire celui qui correspond aux forces développées par l'ensemble des muscles de l'articulation.

3 - Hypothèses d'ordre physiologique : niveau d'activation

Le fléchisseur équivalent représente l'ensemble des muscles agissant sur l'articulation, c'est-à-dire à la fois les fléchisseurs et les extenseurs. Il est par conséquent nécessaire de s'assurer que, lors du mouvement de flexion, l'activité électromyographique des extenseurs soit nulle, ou, si elle ne peut être complètement éliminée, qu'elle soit faible et constante. En particulier, les extenseurs ne doivent pas présenter d'activité phasique, qu'elle soit d'origine centrale ou réflexe, pendant le mouvement. A ce propos, il convient d'effectuer une étude soignée du dispositif de butée, placé en fin de mouvement et destiné à arrêter celui-ci.

Afin de reproduire au mieux les conditions d'étude du muscle isolé, on doit également s'imposer le caractère de constance du niveau d'activation des différents fléchisseurs représentés par le fléchisseur équivalent. Comme on se propose, en outre, d'étudier essentiellement le mouvement maximal, on doit supposer que dans un tel mouvement, le niveau d'activation de chaque fléchisseur est maximal. Ainsi, le problème du choix d'un indice du niveau d'activation se trouve posé.

Le signal de commande dirigé vers le muscle est le signal nerveux (motoneurone α). Il met en jeu l'unité motrice qui, lors de son activité, est le siège d'un potentiel d'action. Dans la contraction volontaire, l'activité des différentes unités motrices n'est pas synchrone et l'on peut recueillir, à la surface du muscle, un signal complexe, l'électromyogramme de surface, qui peut être considéré comme représentatif de l'ensemble des unités motrices qui sont activées (MATON et coll., 1969). En conséquence, c'est en se référant aux signaux électromyographiques que l'on s'assurera de la constance du niveau d'activation des fléchisseurs.

a) Quantification de l'EMG

Le signal électromyographique présente en outre l'intérêt, vu sa signification statistique, de se prêter à une quantification du signal de commande. Ce signal, une fois quantifié, peut être mis en rapport avec diverses variables mécaniques, telles que force, vitesse, travail, etc...

On trouvera, dans une revue récente de BOUISSET (1972), l'analyse et la justification théorique des inter-relations entre l'EMG

et les variables mécaniques du mouvement et du muscle. L'électromyogramme de surface peut être caractérisé, soit par l'amplitude des variations de potentiels (DEMPSTER et FINERTY, 1947 ; KNOWLTON et coll., 1956), soit par la fréquence des potentiels (BERGSTROM, 1959 ; CLOSE et coll., 1960). Mais il s'agit là d'indices relativement peu précis (PERSON et KUSANAREV, 1963) et il apparaît préférable de déterminer un indice qui tienne compte à la fois de l'amplitude, de la durée et de la fréquence.

Diverses techniques peuvent être utilisées. Le signal EMG de surface, redressé puis filtré au moyen d'un circuit RC (GOTTLIEB et AGARWALL, 1970) ou RLC (ROSENFALCK, 1959) fournit en quelque sorte une "enveloppe" dont la valeur instantanée a été appelée "average EMG". Si l'on calcule la surface comprise entre le tracé et la ligne de zéro électrique, soit par planimétrie (LIPPOLD, 1952), soit par intégration au moyen d'un dispositif électronique (BIGLAND et LIPPOLD, 1954 ; SCHERRER et coll., 1957), on dispose alors d'un indice qui tient compte de la forme des potentiels composant l'EMG. Ce signal est appelé électromyogramme intégré ou EMG_i .

b) Signification de l'EMG intégré

Les relations entre l' EMG_i et la force (F) développée au cours d'une contraction isométrique, ont été décrites comme étant linéaires (LIPPOLD, 1952 ; SCHERRER et BOURGUIGNON, 1959) ou curvilinéaires (VREDENBREGT et KOSTER, 1966 ; ZUNIGA et SIMONS, 1969). Dans ce dernier cas, la pente de la relation $EMG_i = f(F)$ augmente avec la force. La pente de la relation est sensible à la position de l'articulation (BOTTOMLEY et coll., 1963) c'est-à-dire à la longueur du muscle.

Dans la contraction anisométrique, des relations ont été établies entre l'EMG_i et la force, quand la vitesse reste constante, ainsi qu'entre l'EMG_i et la vitesse, quand la force est constante (BIGLAND et LIPPOLD, 1954). Il semble donc que l'EMG_i, considéré comme indice de l'activation, puisse refléter les relations caractéristiques du muscle, force-longueur et force-vitesse.

Enfin, une relation linéaire a été montrée entre l'EMG_i et le travail mécanique externe, dans des activités musculaires très diverses, telles que celle du triceps (SCHERRER et coll., 1957), du diaphragme (DELHEZ et coll., 1965) ou du biceps (GOUBEL, 1970).

L'existence de toutes ces relations justifie le choix du signal électromyographique en tant qu'indice du niveau d'activation. S'agissant du fléchisseur équivalent, il reste à examiner la validité des relations que l'on pourrait établir entre la force du fléchisseur équivalent et l'EMG_i d'un des muscles, par exemple le biceps. Certains fléchisseurs, tels le biceps et le brachioradialis, présentent une dualité fonctionnelle se rapportant d'une part à la flexion du coude et, d'autre part, à la supination de la main. Compte-tenu de cette éventualité et posant que les fléchisseurs situés dans l'avant-bras sont représentés par le brachioradialis et que les fléchisseurs situés dans le bras sont représentés par le biceps, ce sont ces deux muscles qui seront considérés. C'est pourquoi, dans la plupart des cas, nous considérerons la somme des EMG_i de ces deux fléchisseurs comme statistiquement représentative de l'activité du fléchisseur équivalent.

III - CONCLUSION

Compte tenu des hypothèses qui viennent d'être posées, nous nous proposons donc d'examiner, dans les conditions du mouvement volontaire maximal de flexion du coude, les propriétés mécaniques du mouvement et d'en dégager certaines des relations caractéristiques du muscle in situ. L'examen des activité électro-myographiques répond à la fois au souci de situer nos résultats par rapport aux études effectuées sur le muscle isolé et de préciser la signification de l'EMG en tant qu'indice du niveau d'activation. Enfin, nous tenterons de replacer le comportement du muscle, au cours du mouvement, dans le contexte plus général de la régulation du mouvement.

- Chapitre I -

TECHNIQUE

| | |
|--|----|
| A - DISPOSITIF ERGOMETRIQUE | 32 |
| I - Dispositif de reproduction du mouvement | 32 |
| 1. Le bâti | 32 |
| 2. L'équipage mobile | 33 |
| II - Dispositifs annexes | 34 |
| 1. Contractions anisométriques volontaires | 34 |
| 2. Mouvements "entraînés" ou mouvements passifs | 35 |
| 3. Contractions isométriques volontaires | 35 |
| 4. Mouvements déclenchés ou de "quick-release" | 35 |
| III - Le siège | 36 |
| B - MESURE DES VARIABLES MECANQUES | 38 |
| I - Position et déplacement angulaires | 38 |
| II - Vitesse angulaire | 40 |
| III - Accélération angulaire | 41 |
| IV - Couple de flexion isométrique | 43 |
| C - CALCUL DES VARIABLES MECANQUES MUSCULAIRES | 44 |
| I - Détermination de la distance, à l'axe de rotation, de l'origine et de l'insertion du biceps | 44 |
| II - Longueur du muscle | 45 |
| III - Vitesse de raccourcissement et d'étirement du muscle | 46 |

| | |
|--|----|
| IV - Force développée par le muscle | 47 |
| V - Application et limites de la technique de calcul | 48 |
| D - MESURE DE L'ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE | 51 |
| E - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT | 53 |
| I - Enregistrement graphique | 53 |
| II - Enregistrement magnétique | 53 |

Si les variables électriques de l'activité musculaire doivent nécessairement être détectées au niveau du ou des muscles impliqués dans le mouvement, il est plus difficile de détecter les variables mécaniques directement sur le segment, ne serait-ce que pour la raison que le mouvement étudié doit être simple, comme nous l'avons déjà précisé, et que, par conséquent, il est indispensable de réduire, par des artifices mécaniques, le nombre de degrés de liberté de la préparation. Le segment sera donc fixé sur un dispositif mécanique dont le nombre de degrés de liberté peut aisément être défini. C'est pourquoi nous décrirons d'abord un dispositif ergométrique inspiré en partie de celui décrit par CNOCKAERT (1968), adaptable aux mouvements du coude, que des dispositifs annexes permettront d'adapter à l'étude de mouvements maximaux contre inerties, de mouvements passifs, de contractions isométriques et de mouvements déclenchés.

C'est sur ces dispositifs que seront mesurées les différentes variables mécaniques du mouvement à partir desquelles les variables mécaniques musculaires seront calculées.

Nous exposerons ensuite les techniques électromyographiques utilisées ainsi que les techniques d'enregistrement de toutes les variables mesurées ou calculées.

A - DISPOSITIF ERGOMETRIQUE (Figures 7, 8, 9)

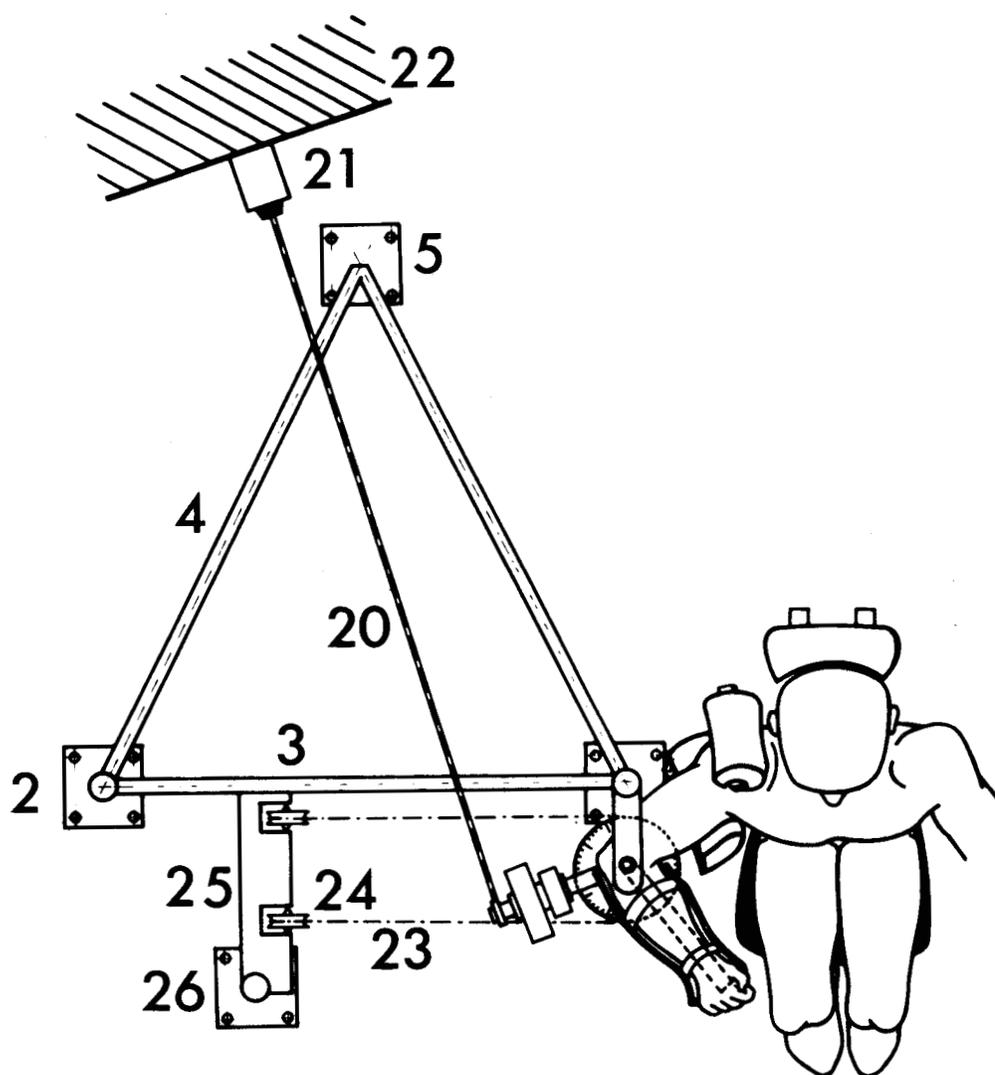
Pour la conception et la réalisation de ce dispositif, nous nous sommes imposés les impératifs suivants :

- le bâti de l'appareil doit être stable et sa masse doit être élevée ;
- il doit pouvoir être adaptable à chaque sujet ;
- sa construction doit limiter les vibrations parasites ;
- les composants mobiles ne doivent pas être affectés par des pertes de charge autres que celles de la préparation étudiée (frottements, etc...) ;
- le segment en mouvement doit y être strictement assujéti ;
- un système efficace de butées doit permettre d'arrêter le mouvement, même maximal et à charge élevée, sans contrainte au niveau de l'articulation.

I - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT

1 - Le bâti

Il est formé d'un ensemble de deux colonnes verticales (1), scellées au sol par des embases (2) et reliées entr'elles par deux entretoises (3) horizontales. Ces deux colonnes sont d'autre part maintenues par deux étais obliques (4) qui vont de l'extrémité supérieure de chaque colonne à une embase commune (5) également scellée au sol. L'une des colonnes supporte l'équipage mobile. Ce bâti est



- Fig. 7 -

Dispositif ergométrique : vue de dessus .
 Explications dans le texte .

réalisé en acier et sa masse est d'environ 350 kg. Le dispositif d'arrimage au sol représente une triple triangulation qui interdit toute déformation et réduit considérablement les vibrations.

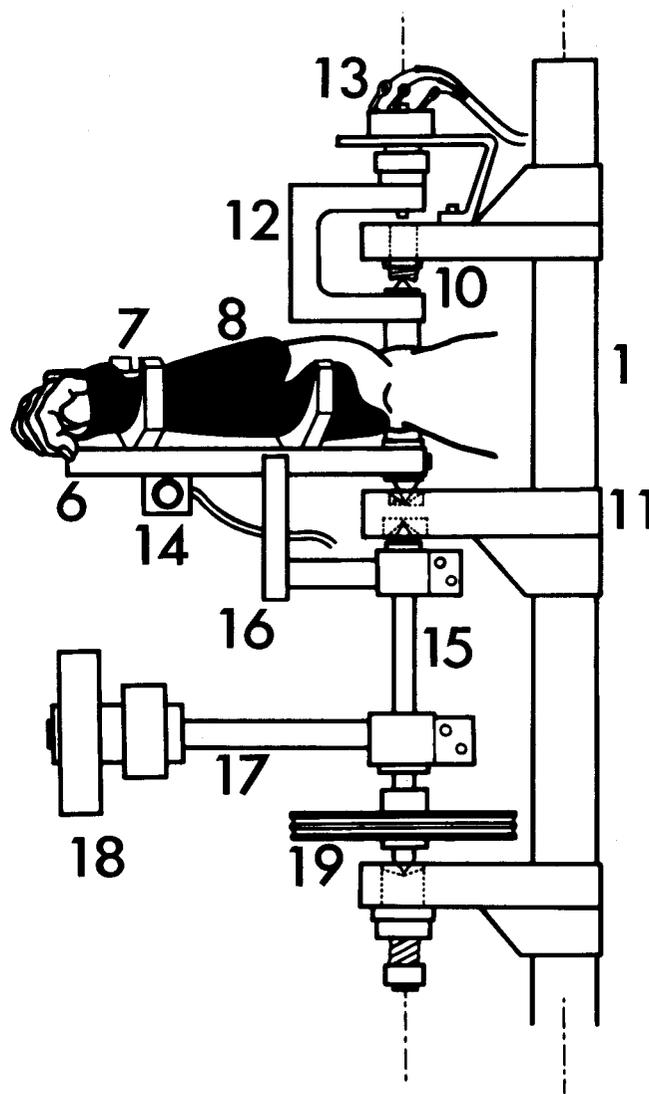
2 - L'équipage mobile

Il est réalisé en deux parties, tournant autour d'un axe vertical et dont l'angle de couplage est réglable.

La partie supérieure reçoit l'avant-bras et les capteurs du déplacement et de l'accélération angulaires. Elle est constituée d'un bras métallique en acier (6) d'une section de 4 cm^2 et d'une longueur de 30 cm. Ce bras supporte deux étriers en aluminium (7) qui peuvent coulisser suivant l'axe longitudinal de ce bras. Ces étriers servent à la fixation d'une attelle en altuglas (8) que nous avons moulée à la forme de l'avant-bras et de la main droite. Un système de sangles (9) en cuir permet de rendre l'avant-bras et la main absolument solidaires de l'attelle. Les étriers sont déplacés jusqu'à coïncidence de l'axe de rotation de l'équipage mobile avec celui du coude.

Le bras métallique porte, à l'une de ses extrémités, deux pointeaux (10) en acier cémenté qui tournent dans deux cuvettes en laiton au niveau de supports métalliques (11) portés par une colonne du bâti. Un renvoi en aluminium (12) permet de transmettre le mouvement de l'équipage mobile à un goniomètre (13). Un accéléromètre tangentiel (14) est fixé à une distance de 12,5 cm de l'axe de rotation de l'équipage mobile.

La partie inférieure est destinée à définir les conditions externes du mouvement. Elle est constituée d'une tige cylindrique en acier de 2 cm de diamètre (15) dont l'axe longitudinal, aligné avec



- Fig. 8 -

Equipage mobile du dispositif de reproduction du mouvement .

Vue de profil .

Explications dans le texte .

l'axe de rotation du levier de la partie supérieure, est terminé par deux pointeaux qui tournent dans deux cuvettes identiques à celles décrites plus haut. Ce système de pointeaux permet, outre une bonne définition de l'axe de rotation, une perte de charge minimale due aux frottements.

La tige cylindrique supporte un dispositif de couplage avec le levier de l'attelle (16) ainsi qu'un autre levier métallique (17) sur lequel on peut fixer des inerties additionnelles de valeurs connues (18) ou mesurer des couples. Une poulie en aluminium (19) graduée en degrés, permet un repérage précis de la position de l'articulation du coude.

II - DISPOSITIFS ANNEXES

Chaque dispositif est adapté à un type de mouvement particulier, correspondant à des flexions du coude sauf dans le cas des mouvements entraînés où des extensions sont également considérées. Nous les décrirons donc en fonction de leur but fonctionnel.

1 - Contractions anisométriques volontaires

Les mouvements de flexion sont exécutés "à vide", c'est-à-dire contre la seule inertie de l'avant-bras et du dispositif de reproduction du mouvement, et contre diverses inerties additionnelles destinées à augmenter la "charge" du mouvement. A cet effet, on a annexé à l'axe principal du dispositif (15) un levier horizontal (17) sur lequel des masses d'acier (18) peuvent être fixées à une distance connue de l'axe de rotation. Ce même levier est utilisé lorsque l'on veut

remplacer l'inertie de l'avant-bras par une inertie équivalente (cas des mouvements passifs).

2 - Mouvements "entraînés" ou mouvements passifs

La poulie en aluminium (19) reçoit, par l'intermédiaire de câbles en fil de lin tressé (23) renvoyés verticalement par un jeu de poulies de faible inertie (24), des forces représentées par des masses de fonte. Le rayon de la poulie (19) est de 10 cm. Les poulies de renvoi, pourvues de pointeaux, sont montées sur une entretoise (25) supportée par une colonne annexe (26) scellée au sol.

Ce même dispositif permet en outre de pouvoir faire développer par le sujet des efforts statiques correspondant à un couple connu, ce qui facilitera, comme on le verra par la suite, la quantification des électromyogrammes.

3 - Contractions isométriques volontaires

L'extrémité du levier porte-inertie (17) est reliée à un dynamomètre (21) par l'intermédiaire d'une tige d'acier (20). Le couple développé par le sujet est donc déterminé, à une distance connue de l'axe de rotation (20 cm) par la force mesurée au moyen d'un dynamomètre ACB à variation de mutuelle inductance dont la plage de mesure va de 0 à 500 Newtons. Une technique identique a été utilisée récemment par HÖÖK et TORNVALL (1969).

4 - Mouvements déclenchés ou de "quick-release"

Il s'agit de faire développer au sujet une contraction isométrique et de libérer le segment durant la phase de maintien du couple statique.

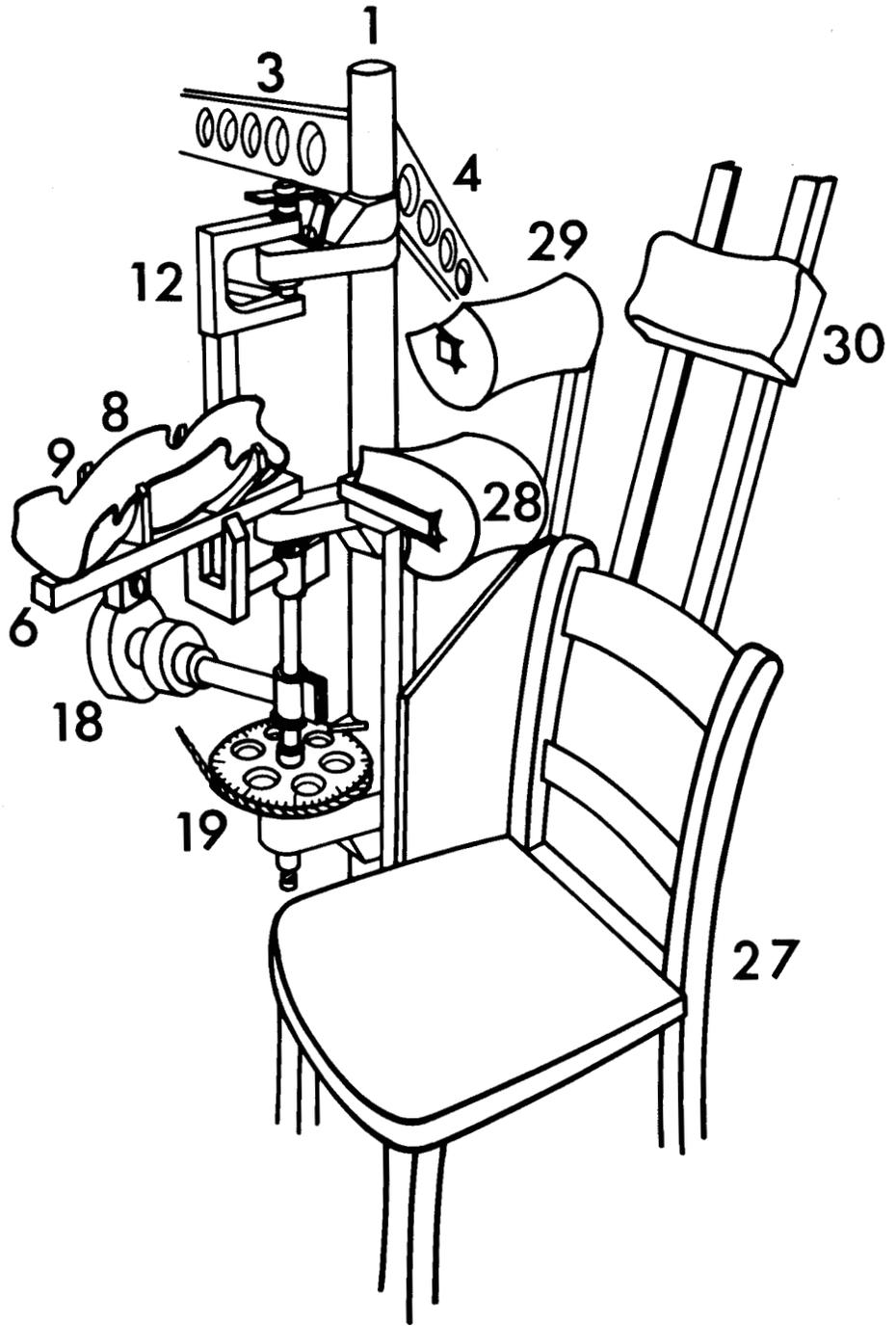
A cet effet, on remplace la tige d'acier, déjà décrite à propos de la contraction isométrique par un câble en fil de lin tressé et on intercale entre le dynamomètre (21) et le câble un électro-aimant alimenté par un générateur de courant continu et dont la force est réglable de 0 à 500 Newtons.

Seul l'entrefer de l'électro-aimant, dont la masse est de 75 grammes, est relié au câble de traction. Le circuit d'alimentation de l'électro-aimant peut être ouvert par l'expérimentateur, à l'insu du sujet. La force mesurée par le dynamomètre peut être contrôlée, à la fois par le sujet et par l'expérimentateur, au moyen d'un galvanomètre de contrôle.

Enfin, l'angle de couplage du levier porte-inertie (17) et de l'avant-bras est réglable, ce qui permet de faire varier l'angle de départ de ces mouvements déclenchés.

III - LE SIEGE

Il permet de déterminer et de fixer la posture du sujet. Il est réalisé en bois et est solidaire d'une embase métallique qui est fixée au sol, après positionnement du sujet par rapport à l'équipage mobile du bâti. Les sujets sont assis, leur dos reposant sur un large dossier (27) ; l'épaule droite est maintenue contre un support (28) par une butée appuyant sur sa partie supérieure (29). Le tronc et l'épaule gauche sont sanglés sur le dossier. Un appui-tête est également prévu (30). Il est ainsi possible d'obtenir une bonne reproductibilité de la posture du sujet et une fixation très stable de l'épaule droite.



- Fig. 9 -

Disposition générale du siège et de l'équipage mobile .

Vue perspective .

Explications dans le texte .

Le bras est horizontal, ainsi que l'avant-bras, fixé dans l'attelle (8). La main est en semi-pronation.

Une posture aussi fixe pouvait comporter des risques de fatigue. Aussi, les protocoles expérimentaux ont-ils été établis de façon à les éviter, principalement lorsqu'il s'est agi de contractions maximales isométriques ou anisométriques. A l'exception des mouvements passifs, un temps de repos d'au moins trois minutes était ménagé tous les cinq mouvements. De plus, dès que le sujet exprimait la sensation de fatigue ou d'inconfort, l'expérience était systématiquement arrêtée et n'était reprise qu'après un délai minimum de deux jours. En outre, ce n'était qu'à l'issue de la période de préparation de l'expérience que le sujet était fixé sur le siège du dispositif ergométrique. Il lui était alors demandé de se détendre durant environ quinze minutes. Afin d'éviter toute appréhension chez le sujet devant une condition expérimentale nouvelle, il lui était demandé d'effectuer quelques essais préalables à chaque changement d'amplitude ou de charge du mouvement.

B - MESURE DES VARIABLES MECANIQUES

Toutes les variables mécaniques, détectées, puis mesurées ou enregistrées, sont celles du dispositif mécanique auquel le segment est assujéti. Il est donc essentiel d'assurer un couplage aussi strict que possible entre le segment et le système de reproduction du mouvement.

Les variables mécaniques mesurées sont, d'une part, le déplacement, la vitesse et l'accélération angulaires dans les conditions de l'activité dynamique et, d'autre part, la position angulaire et le couple en ce qui concerne l'activité statique.

Nous envisagerons donc successivement la mesure de la position et du déplacement angulaires, de la vitesse et de l'accélération angulaire.

I - POSITION ET DEPLACEMENT ANGULAIRES

Les techniques habituelles de mesure du déplacement, qu'elles soient photographiques, optiques, etc..., se prêtent à la détection, soit de mouvements complexes, tels les mouvements polyarticulaires (AYOUB, 1966), soit de déplacements linéaires, tels que ceux du muscle isolé.

Nous avons choisi de réaliser un dispositif de mesure de la position et du déplacement angulaire au moyen d'une technique potentiométrique. Le développement assez récent de la technologie de

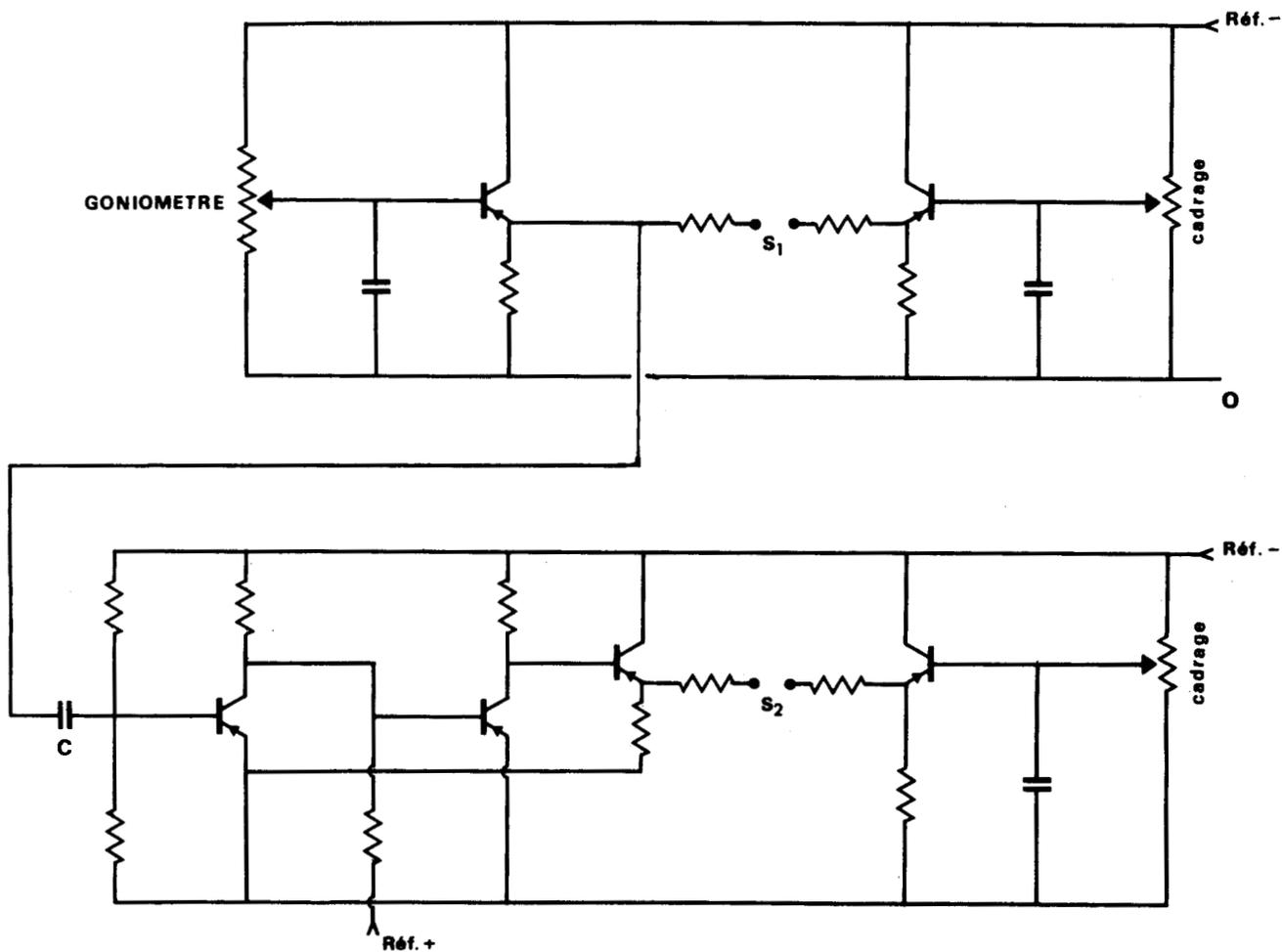
construction des potentiomètres permet d'utiliser des capteurs présentant une bonne linéarité, une faible contrainte mécanique tout en ne nécessitant qu'un appareillage annexe peu coûteux et d'une grande simplicité (v. par ex. HERMAN et coll., 1967).

L'axe de rotation du dispositif de reproduction du mouvement, aligné avec celui du segment corporel, est relié au capteur dont l'axe de rotation est dans le prolongement des précédents.

Il s'agit d'un potentiomètre linéaire dont la piste est faite de matière plastique résistante (M.C.B. Veritable Alter). Le couple de rotation est de $2 * 10^{-3}$ mN, l'erreur de linéarité de 0.25 p.100 et le bruit de fond, de 1 p.100, permet une différenciation ultérieure du signal. Sa résistance nominale est de 1000 Ohms.

Ce potentiomètre est alimenté par une tension électrique continue et stabilisée de 4,18 Volts et la tension de mesure est recueillie entre le curseur et l'une des bornes de la piste. Les déplacements du curseur sont ceux du segment corporel étudié. Un dispositif électronique (Fig.10) permet d'amplifier cette tension et de la centrer au moyen d'une contre-tension réglable. On obtient ainsi, pour chaque position de l'avant-bras, une tension électrique proportionnelle à la position angulaire. Les variations de ce signal mesurent le déplacement angulaire.

Les mesures sont effectuées par rapport à une position de référence définie par la position d'extension complète de l'avant-bras : il s'agit en effet d'une position qui, outre sa bonne reproductibilité, offre l'avantage de permettre de vérifier le bon alignement des axes de rotation de l'avant-bras et du capteur. Les valeurs angulaires ainsi mesurées seront désignées par le symbole Θ .



- Fig. 10 -

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

C : Condensateur de la cellule de différenciation du déplacement .

S₁ : Sortie du signal de déplacement .

S₂ : Sortie du signal de vitesse .

II - VITESSE ANGULAIRE

La mesure directe de la vitesse peut faire appel à des capteurs qui sont, en général, peu sensibles aux signaux de faible niveau. L'intégration de l'accélération se heurte à certaines difficultés techniques, telles que la détermination des conditions initiales. Aussi, il nous a paru à la fois plus simple et plus sûr de mesurer la vitesse par différentiation du signal goniométrique (Fig.10). Nous avons, dans un premier temps, réalisé un montage simple constitué d'une cellule CR, dont la constante de temps était fixe, et d'un amplificateur à gain réglable afin d'obtenir plusieurs gammes de mesure. Cette technique a cependant présenté l'inconvénient d'introduire un déphasage non négligeable dans les gammes élevées.

C'est pourquoi, nous avons finalement effectué une différentiation au moyen d'un ensemble de circuits CR dont les constantes de temps ont été choisies de façon à n'introduire qu'un déphasage négligeable aux valeurs supérieures de la gamme de vitesse qu'elles définissent. Ces circuits CR jouent également le rôle d'atténuateurs et sont connectés à l'entrée d'un amplificateur à gain fixe. Les constantes de temps choisies sont de :

- 33 ms, pour la gamme de 0 à 2 radians/seconde,
- 15 ms, pour la gamme de 0 à 10 radians/seconde,
- 7 ms, pour la gamme de 0 à 20 radians/seconde,
- 3,3 ms, pour la gamme de 0 à 50 radians/seconde.

Dans chacune de ces gammes, la linéarité reste assurée avec une précision de l'ordre de 98 p.100 jusqu'à la valeur supérieure de la gamme.

Les valeurs ainsi mesurées seront désignées par le symbole Θ' . Elles sont étalonnées par différentiation graphique de tracés goniométriques. La précision de mesure de Θ' est de l'ordre de 2 p.100.

III - ACCELERATION ANGULAIRE

Elle peut être obtenue par différentiation du signal de vitesse. Mais, il est à noter que, ce signal étant déjà obtenu par différentiation du signal de déplacement, un deuxième traitement diminuerait le rapport signal/bruit de façon incompatible avec la précision des mesures.

Il peut sembler paradoxal que la mesure directe de l'accélération soit plus facile que celle de la vitesse. La plupart des techniques de mesure directe de l'accélération consiste à détecter les petits déplacements d'un pendule élastique dont la masse est soumise à l'accélération, l'autre extrémité de l'élastique étant fixée au mobile. On pourra donc mesurer la force exercée par l'élastique sur le mobile (jauge de contrainte, quartz piezoélectrique, etc...) ou mesurer l'allongement de l'élastique.

C'est sur ce dernier principe que repose le fonctionnement des accéléromètres que nous avons utilisés.

Il s'agit d'un accéléromètre ACB à variation de mutuelle inductance. C'est un dispositif formé de deux circuits selfiques dont le couplage est réalisé au moyen d'un noyau de masse constante porté

par une membrane élastique. Le tout est plongé dans un bain d'huile afin de réduire les phénomènes de résonance mécanique du capteur. Un courant sinusoïdal d'une fréquence nominale de 1000 Hz est injecté dans le circuit primaire (Fig. 11). Le courant induit dans le circuit secondaire est redressé, filtré, puis amplifié. Un circuit de compensation permet de régler le zéro électrique à la sortie de l'amplificateur quand l'accélération est nulle. La distance de fixation de l'accéléromètre à l'axe du coude étant toujours de 12,5 cm, les valeurs ainsi mesurées sont désignées par le symbole Θ'' . Ces capteurs sont étalonnés en les soumettant à l'action de la pesanteur (+ 1 g et - 1 g).

Deux types d'accéléromètres ont été utilisés. Dans le cas des mouvements maximaux, et des mouvements de quick-release, l'échelle de mesure était de $\pm 2,5$ g, tandis qu'elle était de ± 1 g dans le cas des mouvements passifs.

On notera que la mesure de l'accélération angulaire correspond, au facteur d'inertie près, à la mesure du couple, compte tenu de la relation :

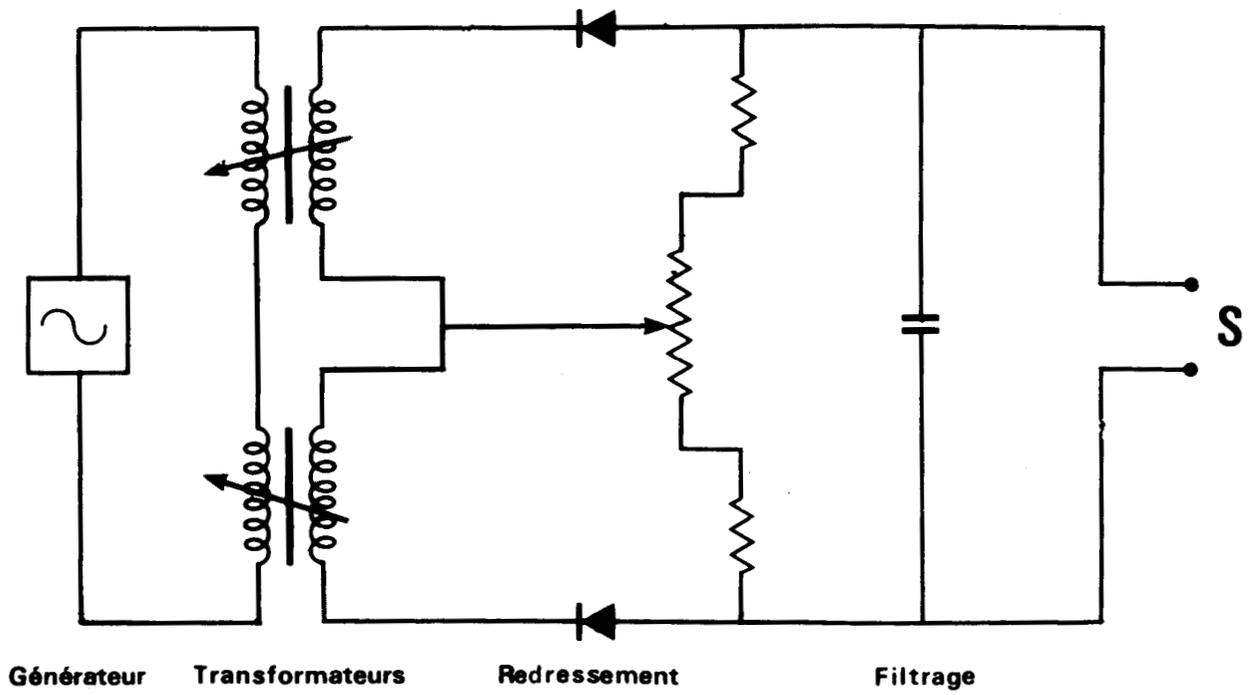
$$C = I \Theta''$$

où : C, désigne le couple en N.m,

I, l'inertie en $m^2.kg$,

Θ'' , l'accélération angulaire en rad/s/s.

La précision de mesure de Θ'' est de l'ordre de 5 p.100.



- Fig. 11 -

Schéma du dispositif de mesure de l'accélération .

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

IV - COUPLE DE FLEXION ISOMETRIQUE

Le couple est défini par la force (f) développée à une distance (d) connue de l'axe de rotation du coude. Il est exprimé par la relation :

$$C = fd$$

où : f, est exprimé en Newtons,

d, en mètres,

C, en Newton.mètre.

La technique de mesure a été exposée conjointement à la description du dispositif ergométrique.

C - CALCUL DES VARIABLES MECANIQUES MUSCULAIRES

Le calcul de ces variables nécessite, outre la connaissance du moment d'inertie de l'avant-bras, dont la détermination sera exposée plus loin, la connaissance de la distance de l'articulation du coude aux points d'insertion du biceps brachii.

I - DETERMINATION DE LA DISTANCE A L'AXE DE ROTATION DE L'ORIGINE ET DE L'INSERTION DU BICEPS

Cinq sujets adultes masculins ont été examinés pour les différents types de mouvements. Pour chacun d'eux, nous avons déterminé graphiquement, au moyen d'une technique semblable à celle de WILKIE (1950), la position de l'axe de rotation du coude dans le mouvement de flexion-extension. Cet axe est remarquablement stable et peut être assimilé, avec une bonne approximation, à l'axe épitrochlée épicondyle de l'humérus.

Cet axe étant connu, on peut alors déterminer la position des points d'insertion du biceps brachii. Au niveau de l'avant-bras, le biceps s'insère sur la crête bicipitale du radius. Au niveau de l'épaule, les deux chefs du biceps s'insèrent en deux points différents de l'omoplate. Nous considèrerons comme point d'insertion au niveau de l'épaule, le point moyen de ces deux insertions.

Nous avons mesuré, sur un squelette de taille proche de celle de la moyenne de nos sujets, les distances \underline{a} et \underline{b} des points d'insertion à l'axe épitrochlée-épicondyle de l'humérus. Nous avons également mesuré, sur le même squelette, la distance \underline{d} entre l'axe épitrochlée-épicondyle et l'apophyse styloïde radiale. On peut alors exprimer les valeurs de \underline{a} et \underline{b} en fonction de \underline{d} au moyen des relations :

$$a = 0.18 d$$

$$b = 1.17 d$$

Il est ainsi possible, à partir de la mesure de \underline{d} sur chaque sujet, d'individualiser la géométrie du système biceps-bras-avant-bras (PERTUZON et BOUISSET, 1971). Les valeurs obtenues pour nos sujets sont comparables à celles déterminées par BRAUNE et FISCHER (1889) sur des cadavres et de celles déterminées par WILKIE (1950) à partir de clichés radiographiques (Tableau I).

A partir de ces données, nous pouvons effectuer une transformation des variables mécaniques du mouvement et les rapporter au fléchisseur équivalent.

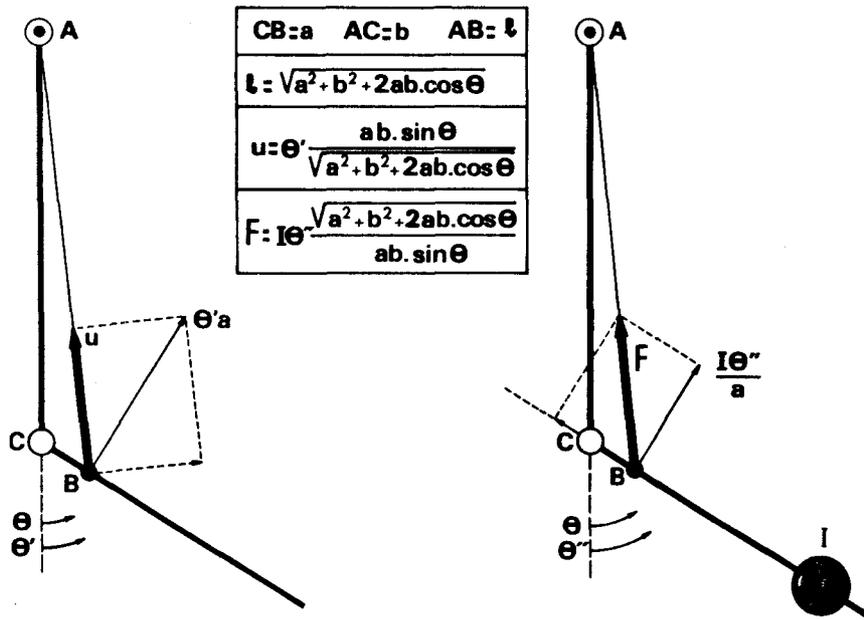
II - LONGUEUR DU MUSCLE

Comme le montre la figure 12, la disposition d'un muscle fléchisseur est telle qu'il forme avec les deux segments représentant les distances de ses points d'insertion à l'articulation, un triangle déformable dont deux des côtés sont de longueur constante et dont l'angle d'un des sommets est facilement mesurable. Il s'agit donc d'un

| Sujet | Age | Taille (m) | Poids (kg) | a (cm) | b (cm) |
|--------------------------|-----|-----------------|-----------------|-------------|-------------|
| F. B. | 29 | 1.733 | 63.5 | 4.36 | 28.9 |
| J. C. C. | 29 | 1.780 | 72.8 | 4.50 | 29.9 |
| J. D. | 30 | 1.720 | 66.2 | 4.42 | 29.3 |
| F. G. | 25 | 1.725 | 67.1 | 4.32 | 28.7 |
| F. L. | 29 | 1.735 | 75.0 | 4.50 | 29.9 |
| BRAUNE et FISCHER (1889) | | | | 4.50 | 28.32 |
| WILKIE (1950) | | | | 4.54 | 30.25 |

Tableau I

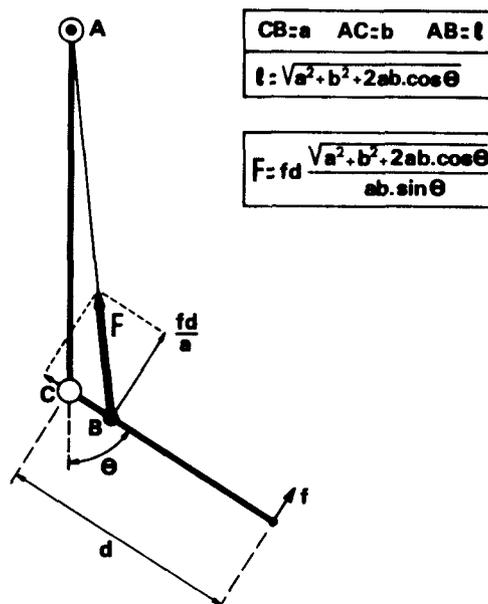
Caractéristiques anthropométriques des cinq sujets. Les distances, à l'axe de rotation du coude, des points d'insertion du fléchisseur équivalent (a et b) sont comparées aux données de BRAUNE et FISCHER et à celles de WILKIE .



- Fig. 12 -

Schémas de calcul de la longueur, de la vitesse et de la force du fléchisseur équivalent en contraction anisométrique .

Explications dans le texte .



- Fig. 13 -

Schéma de calcul de la longueur et de la force du fléchisseur équivalent en contraction isométrique .

Explications dans le texte .

triangle parfaitement défini dans lequel le côté variable peut être calculé pour toute valeur de l'un de ses angles.

Il suffit de connaître, pour chaque sujet, les distances a (distance entre le point d'insertion du muscle sur l'avant-bras et l'axe du coude), b (distance entre le point d'insertion du biceps à l'épaule et l'axe du coude) ainsi que la position angulaire de l'avant-bras (Θ).

La longueur l du muscle, donnée par la relation :

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

peut varier entre deux limites théoriques qui sont : $a + b$ et $a - b$.

Nous préciserons plus loin les limites d'applications de cette équation. On peut cependant constater qu'elle peut être appliquée à tout muscle fléchisseur dans un mouvement monoarticulaire et, a priori, pour un nombre quelconque de muscles impliqués dans un même mouvement.

III - VITESSE DE RACCOURCISSEMENT ET D'ETIREMENT DU MUSCLE

Considérons la vitesse tangentielle du point B (insertion du muscle sur le segment en mouvement). Cette vitesse peut être représentée par un vecteur appliqué en ce point et dont la valeur est égale à $\Theta'a$. Sa direction est constamment variable par rapport à celle du muscle.

Ainsi, convient-il, comme le montre la figure 12, de projeter ce vecteur suivant deux directions perpendiculaires dont l'une est la direction du muscle (vitesse de raccourcissement ou d'étirement) et l'autre une direction perpendiculaire à l'axe du muscle à chaque instant (vitesse de déplacement latéral du point d'insertion). On peut établir de façon simple une équation de calcul de la vitesse de raccourcissement ou d'étirement du muscle (u) à partir des grandeurs \underline{a} et \underline{b} , ainsi que des variables Θ et Θ' .

Ici encore, on remarquera que, le système musculo-squelettique étant mécaniquement bien défini, l'équation peut être appliquée à un nombre quelconque de muscles impliqués dans un même mouvement monoarticulaire.

IV - FORCE DEVELOPPEE PAR LE MUSCLE

La transformation du couple (C) de flexion en force (F) développée par un muscle fléchisseur nécessite une hypothèse supplémentaire.

En effet, comme le fait remarquer WILKIE (1950), "la vitesse de raccourcissement de chaque fléchisseur est proportionnelle à la composante horizontale de la vitesse de la main, tandis que la force horizontale au niveau de la main est la somme d'un nombre proportionnel de composantes, une pour chaque fléchisseur".

Moyennant l'hypothèse du muscle équivalent, on peut transformer un couple fd en un vecteur force appliqué au niveau du point d'insertion du biceps sur l'avant-bras et perpendiculaire à celui-ci

(Fig. 13). Ce vecteur a pour valeur fd/a et est l'une des composantes du vecteur F représentant la force développée par le biceps suivant son axe. L'autre composante est dirigée vers l'axe de rotation et, si elle participe à la fixation de l'articulation, n'intervient pas dans le couple moteur du mouvement. On peut établir une relation entre la force F développée par le biceps et la force fd/a facilement mesurable dans des conditions statiques pour un angle Θ donné.

On voit que ce calcul nécessite la connaissance, outre les paramètres a et b , la mesure des variables Θ et fd .

Dans le cas de mouvements effectués dans des conditions dynamiques, le couple fd doit être remplacé par le produit $I\Theta''$.

Le calcul de la force rapportée au biceps nécessite alors la connaissance, outre les paramètres a et b , des variables Θ et Θ'' (voir Fig. 12). On notera que l'expression de la force rapportée au biceps dans les conditions dynamiques peut également être calculée par la relation :

$$F = \frac{I\Theta''}{u}$$

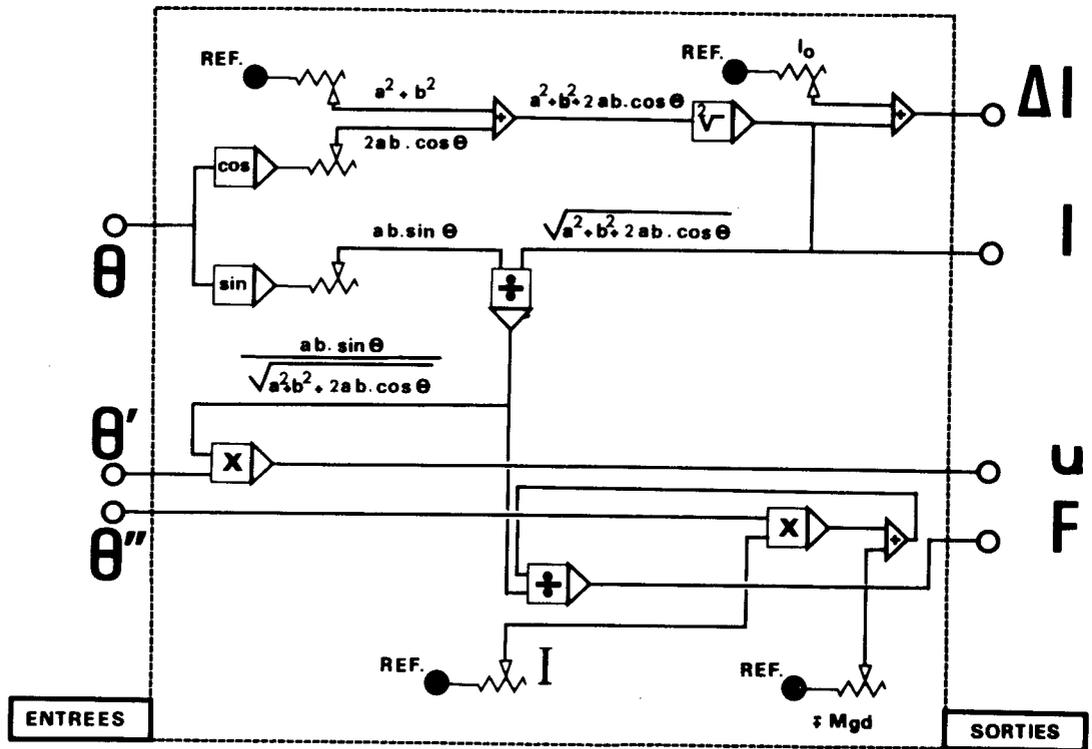
V - APPLICATION ET LIMITES DE LA TECHNIQUE DE CALCUL

Si, pour des valeurs discrètes de Θ , Θ' , Θ'' et fd , on peut facilement calculer les variables mécaniques musculaires grâce aux équations établies à cet effet, l'enregistrement instantané, au cours du mouvement, des variables mécaniques musculaires ne peut être obtenu que par une technique de calcul analogique.

Nous avons utilisé, à cet effet, un calculateur analogique NADAC 20 on-line. Le schéma de calcul est représenté sur la figure 14. Certains éléments de calcul étant communs aux équations de l , de u et de F , on peut réaliser une programmation relativement simple pour le calcul instantané de ces variables. Les variables en entrée sont Θ , Θ' et Θ'' . Les variables en sortie sont l , u et F . Les paramètres a et b sont introduits au moyen de potentiomètres, à partir de tensions de références positives ou négatives. De ce fait, le programme de calcul peut facilement être modifié en fonction des caractéristiques anthropométriques de chaque sujet.

Puisque le fléchisseur équivalent a les dimensions du biceps brachii, les équations utilisées pour le calcul de sa longueur, de sa vitesse et de sa force ne peuvent être appliquées que dans la mesure où la figure formée par le muscle et les distances entre ses points d'insertion et l'axe de rotation du coude est effectivement un triangle.

Or, aux faibles valeurs de Θ , c'est-à-dire lorsque l'avant-bras est proche de la position d'extension complète, le tendon inférieur du biceps ne peut se rapprocher indéfiniment de l'axe de rotation du coude (v. FELDMAN, 1966). Il rencontre alors l'épiphyse inférieure de l'humérus, elle-même recouverte par le ligament annulaire (ROUVIERE, 1962). Quand Θ tend vers zéro, l'angle incident du tendon sur le radius décroît beaucoup moins vite que ne le laisserait supposer le schéma de calcul (Fig 12 et 13). Il faut donc s'attendre, dans ces conditions, à ce que les longueurs et les vitesses soient sous-estimées et que les forces soient surestimées. Dans cette zone de l'excursion articulaire, seules les variables mécaniques circulaires sont fidèlement mesurées.



- Fig. 14 -

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

Outre l'application des équations des figures 12 et 13, ce schéma permet le calcul de la force correspondant à un couple (Mgd).

Bien qu'il ne nous ait pas été possible de vérifier ce point par des observations anatomiques, certains faits expérimentaux mettent particulièrement bien en évidence les limitations des techniques de calcul.

Quand l'angle de l'articulation est compris entre 0 et 25 degrés, la force calculée pour le fléchisseur équivalent atteint des valeurs très élevées, de l'ordre de 3000 à 4000 Newtons. Ces valeurs ne s'insèrent pas dans l'allure générale des relations force-longueur habituellement tracées tant pour le muscle isolé que pour le muscle in situ.

La relation entre la force et l'EMG, tracée pour ces valeurs de l'angle, ne sont pas cohérentes avec celles que l'on observe pour toutes les autres positions de l'articulation.

Enfin, la relation force-vitesse instantanée tracée pour un mouvement de flexion partant de l'extension complète ne peut s'adapter à une expression classique de cette relation, qu'elle soit hyperbolique ou exponentielle (PERTUZON et BOUISSET, 1969).

C'est pour toutes ces raisons que nous limiterons l'angle de départ des mouvements à 30 degrés. De même, compte tenu du fait que, pour la plupart des sujets, l'avant-bras vient s'appuyer sur le bras à partir d'un angle de 120 degrés, nous limiterons l'angle final du mouvement à cette valeur.

D - MESURE DE L'ACTIVITE ELECTROMYOGRAPHIQUE

Les électromyogrammes de surface ont été détectés et enregistrés pour trois des muscles croisant l'articulation du coude. Il s'agit :

- . d'un extenseur : le triceps
- . d'un fléchisseur localisé dans le bras : le biceps brachii
- . d'un fléchisseur localisé dans l'avant-bras : le brachio-radialis ou long supinateur.

Le brachialis, muscle fléchisseur situé dans le bras est difficilement accessible à la détection de l'électromyogramme de surface. Les autres muscles, l'anconéus en tant qu'extenseur, le pronator teres et l'extensor carpi radialis longus en tant que fléchisseurs, jouent vraisemblablement un rôle moins important dans le mouvement de flexion.

Les électrodes utilisées sont des électrodes de surface BECKMAN ; elles sont constituées d'une cupule en matière plastique au fond de laquelle est insérée une pastille métallique (argent chloruré). La cupule est remplie de pâte conductrice et est fixée sur la peau au moyen de ruban adhésif. La détection est bipolaire. Pour un même muscle, les deux électrodes sont distantes d'environ 3 cm. Préalablement à la pose des électrodes, on élimine la couche cornée de l'épiderme par abrasion de la peau au moyen de pierre ponce, puis on effectue un dégraissage à l'aide d'un mélange éther-alcool. On obtient ainsi une résistance inter-électrodes toujours comprise entre 500 et 5000 ohms.

La localisation des électrodes était la suivante :

- . au milieu de la longue portion du triceps qui, suivant TRAVILL (1962) est activé dans tous les types de mouvements ;
- . au niveau du point moteur du biceps ;
- . au niveau du ventre charnu du brachioradialis, c'est-à-dire à une distance moyenne de 6 cm de l'axe de rotation du coude.

De plus, le sujet est mis à la masse au moyen d'une électrode fixée au niveau du poignet gauche. Cette électrode est constituée d'une plaque d'argent de 30 cm² garnie de pâte conductrice.

Les signaux recueillis par les électrodes de détection sont dirigés vers l'entrée d'un préamplificateur. Celui-ci est réalisé au moyen d'amplificateurs opérationnels. L'impédance d'entrée est de l'ordre de 10 mégohms. Le gain en tension est de 10. La constante de temps est de 0,04 secondes. Les signaux sont ensuite dirigés vers un amplificateur continu ROCHAR A 1338 dont le gain maximum est de 1000.

La quantification des électromyogrammes de surface est réalisée par intégration continue du signal, après redressement équipotentiel à deux alternances. Le signal analogique fourni par cette intégration est converti en signal digital (FEUER, 1967). Celui-ci est enregistré sous forme d'impulsions dont le nombre est proportionnel à la surface comprise entre le tracé électromyographique et la ligne de zéro électrique. Ces impulsions seront, dans ce qui suit, appelées pips et désignées par le symbole Q.

E - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

Toutes les données précédemment décrites sont, soit mesurées directement sur galvanomètre, soit encore enregistrées sur papier, ou stockées sur bande magnétique (Θ , Θ' , Θ'' , fd, EMG globaux et les variables qui en sont dérivées).

I - ENREGISTREMENT GRAPHIQUE

Les variables, après amplification convenable, sont enregistrées sur papier photosensible au moyen d'un enregistreur ACB. Chaque phénomène à enregistrer est dirigé vers un galvanomètre à aimant mobile, portant un petit miroir éclairé par une source lumineuse riche en ultra-violets. Le faisceau réfléchi par le miroir est focalisé sur le papier photodéveloppable qui défile à une vitesse réglable. Un dispositif est prévu pour marquer le papier suivant une base de temps double (10 et 100 ms). Les galvanomètres utilisés ont une fréquence nominale de 175 Hz (Θ , Θ' , Θ'' , fd, l, u, F) ou de 450 Hz (EMG, Q).

II - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE

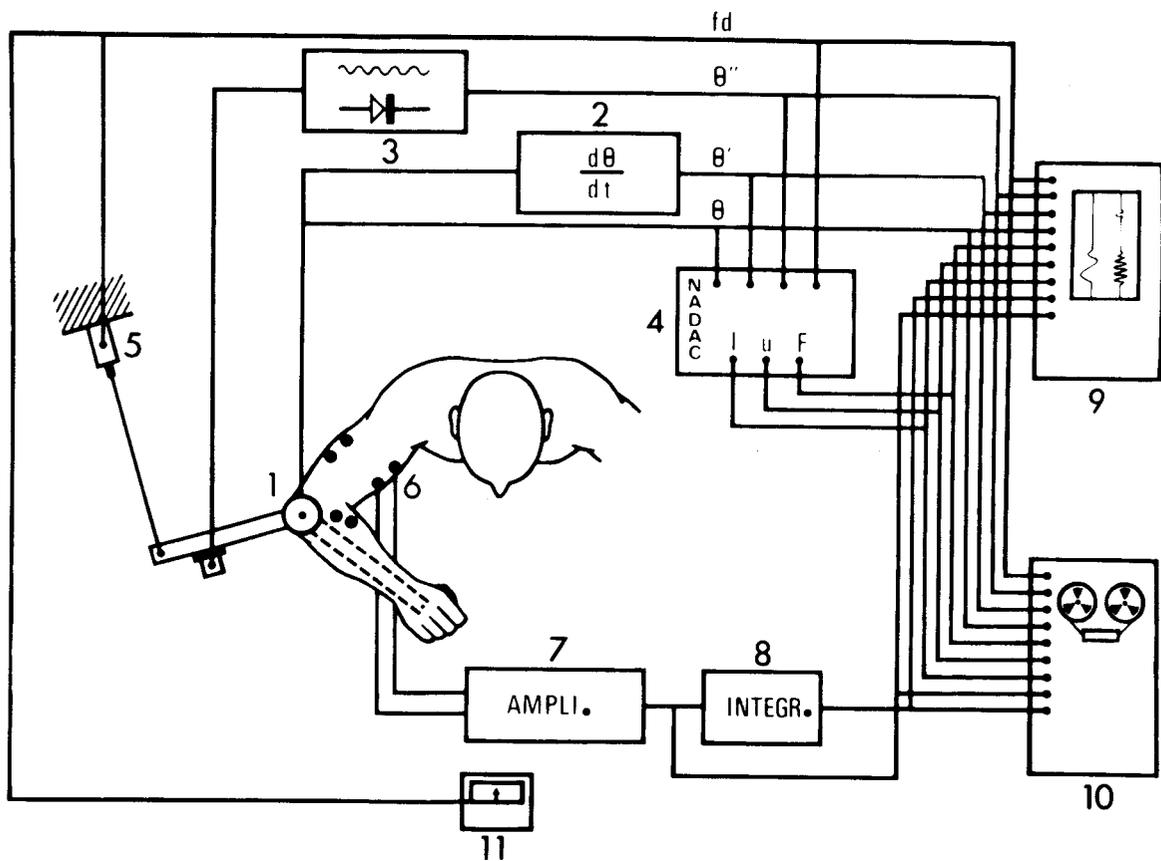
Les variables mesurées et les variables calculées sont dirigées vers un enregistreur magnétique AMPEX à 6 pistes, utilisé en modulation de fréquence. Cinq pistes sont affectées à l'enregistrement des données expérimentales, la sixième est réservée à l'enregistrement phonique des indications de l'expérimentateur et à un topage

qui permet le repérage sonore à la lecture ainsi que le déclenchement d'autres appareils de visualisation lors de l'exploitation ultérieure des données stockées.

On dispose de 4 vitesses d'enregistrement et de lecture. Les vitesses extrêmes sont dans un rapport de 1 à 8, ce qui facilite l'exploitation ultérieure des phénomènes à transitoires rapides. D'une manière générale, nous avons utilisé la vitesse d'enregistrement la plus élevée, c'est-à-dire 38 cm/s.

Les données stockées par l'enregistreur magnétique peuvent être lues ultérieurement aux fins de traitement complémentaires par le calculateur analogique ou pour effectuer, sur table traçante, un enregistrement d'une variable en fonction d'une autre.

Un schéma d'ensemble des dispositifs de mesure est donné dans la figure 15.



- Fig. 15 -

Schéma général des chaînes de mesure et d'enregistrement des variables mécaniques et électromyographiques.

1 - Goniomètre ; 2 - Calcul de la vitesse angulaire ; 3 - Mesure de l'accélération angulaire ; 4 - Calculateur analogique ; 5 - Mesure du couple ; 6 - Détection des électromyogrammes ; 7 - Amplification des signaux électromyographiques ; 8 - Intégration de l'EMG ; 9 - Enregistreur graphique ; 10 - Enregistreur magnétique ; 11 - Galvanomètre de contrôle de la force isométrique.

En résumé à ce chapitre, il a été décrit :

- . un dispositif original de reproduction du mouvement se prêtant à l'étude de types de mouvements très variés, qu'ils soient passifs ou volontaires ;

- . une technique de détection et de mesure des variables mécaniques du mouvement. Il s'agit du couple (C), du déplacement et de la position angulaire de l'articulation (Θ), de la vitesse angulaire (Θ') et de l'accélération angulaire (Θ''). ;

- . une technique de calcul des variables mécaniques de l'activité musculaire. Il s'agit de la longueur du fléchisseur équivalent (l), de sa vitesse de raccourcissement (u) et de la force qu'il développe (F). Les limites de cette technique de calcul sont discutées.

- . l'application de ces techniques de calcul au moyen d'un calculateur analogique.

- . la détection et la quantification des électromyogrammes de surface (EMG) et intégrés (Q).

- . les techniques d'enregistrement graphique et magnétique.

Nous examinerons, dans le chapitre suivant, la détermination de certains des paramètres biomécaniques de la préparation.

- Chapitre II -

DETERMINATION DES PARAMETRES BIOMECHANIQUES

| | |
|---|----|
| A - PROTOCOLES EXPERIMENTAUX | 57 |
| I - Mouvements déclenchés ou de "quick-release" | 57 |
| II - Mouvements entraînés ou mouvements passifs | 58 |
| B - PRINCIPES DE CALCUL | 60 |
| I - Mouvements de quick-release | 60 |
| 1. Détermination du moment d'inertie | 60 |
| 2. Détermination de la compliance du muscle en contraction | 61 |
| II - Mouvements passifs | 62 |
| 1. Détermination de la position d'équilibre de l'articulation | 62 |
| 2. Détermination de la compliance du muscle au repos | 64 |
| C - VALEURS EXPERIMENTALES DES PARAMETRES BIOMECHANIQUES | 67 |
| I - Moment d'inertie du segment corporel | 67 |
| 1. Résultats | 67 |
| 2. Discussion | 68 |
| II - Position d'équilibre de l'articulation | 69 |
| 1. Description de l'enregistrement | 69 |
| 2. Résultats | 70 |
| 3. Discussion | 70 |

| | |
|--|----|
| III - Compliance du fléchisseur équivalent | 72 |
| 1. Compliance du muscle en contraction | 72 |
| 2. Compliance du fléchisseur équivalent au repos | 73 |
| 3. Discussion | 75 |
| IV - Viscosité du fléchisseur équivalent | 78 |
| 1. Résultats | 78 |
| 2. Discussion | 79 |

L'application des équations de calcul des variables mécaniques musculaires nécessite outre la connaissance des variables mécaniques du mouvement (Θ , Θ' , Θ'' , fd), celle de certaines constantes se rapportant à la localisation des points d'insertion du biceps, déjà exposée, et à l'inertie déplacée. Il est ainsi possible de calculer les valeurs instantanées de la longueur du muscle, de sa vitesse de raccourcissement ou d'allongement et de la force qu'il développe. Ces dernières variables sont celles qui caractérisent le fléchisseur équivalent et qui permettent d'individualiser les résultats.

Deux nécessités supplémentaires apparaissent : celle de la détermination d'une référence commune aux muscles des différents sujets et celle de la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle non soumis aux conditions externes du mouvement, c'est-à-dire essentiellement, en ce qui nous concerne, une longueur standard, l'élasticité et la viscosité.

En d'autres termes, il s'agit de caractériser le fonctionnement du générateur de force, abstraction faite de l'intervention de l'élasticité et de la viscosité.

Nous examinerons donc dans ce chapitre, la détermination du moment d'inertie de l'ensemble avant-bras plus main et celle de la compliance du muscle activé, toutes deux effectuées au moyen d'une technique de quick-release, puis de la visco-élasticité du muscle au repos ainsi que de la position d'équilibre de l'articulation, effectuées au moyen d'une technique de mouvements passifs.

A - PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

I - MOUVEMENTS DECLENCHES OU DE " QUICK-RELEASE "

Ils consistent à demander au sujet de développer un effort statique de flexion qui est ajusté à une force, préalablement choisie, par contrôle visuel sur un galvanomètre. Lorsque l'effort est stable, et à l'insu du sujet, l'expérimentateur coupe la liaison entre l'avant-bras et le dynamomètre : il en résulte un mouvement de flexion de l'avant-bras sur le bras.

Six angles de départ ont été choisis, allant de 30 à 105 degrés. Il n'y a pas de butée d'arrêt du mouvement, celui-ci se trouvant automatiquement limité par mise en jeu réflexe du triceps.

Pour chaque angle, quatre forces différentes étaient développées (environ de 20 à 60 p.100 de la force isométrique maximale). Les valeurs de force et d'angles sont regroupées dans le tableau II.

Deux séries expérimentales ont été effectuées sur chaque sujet. L'ordre de présentation des angles et des charges a été inversé d'une série à l'autre.

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.

| | 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 II

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

Les forces sont exprimées en kg et sont développées perpendiculairement à l'avant-bras, à une distance de 20 centimètres de l'axe du coude.

Trois mouvements sont exécutés dans chaque condition d'angle et de force .

II - MOUVEMENTS ENTRAÎNES OU MOUVEMENTS PASSIFS

Ils consistent à entraîner l'ensemble du dispositif mécanique, sur lequel sont fixés l'avant-bras et la main, au moyen de poids. Ces mouvements sont exécutés tant en flexion qu'en extension. Pour chaque direction de mouvement, cinq angles de départ ont été choisis (v. Tableau III) et pour chaque angle, trois poids (2, 4 et 6 kg). Pour chaque sujet, une seule série expérimentale a été effectuée, à angles et poids croissants. L'ensemble mobile était maintenu à l'angle de départ par l'expérimentateur. Il était demandé au sujet de se porter à un degré de relaxation musculaire aussi complet que possible, sous contrôle électromyographique. L'expérimentateur lâche alors l'ensemble mobile, à l'insu du sujet à qui l'on demande de ne pas résister au mouvement.

Compte tenu de la sensibilité de l'accéléromètre utilisé, l'arrêt du mouvement n'est pas effectué au moyen d'une butée fixe et rigide, mais est contrôlé manuellement par l'expérimentateur.

Il est à noter qu'il est parfois difficile, pour certains sujets, d'être suffisamment relâchés pour que le mouvement soit effectué sans activité électromyographique des fléchisseurs et des extenseurs. Nous avons remarqué, au cours d'essais préliminaires, que l'exécution de quelques mouvements volontaires entre chaque condition de mouvement aidait à cette relaxation. C'est une technique que nous avons systématiquement utilisée dans la série expérimentale rapportée ici.

| | | Flexion | Extension |
|---------------------------------|-----|---------|-----------|
| Angle de départ (degrés) | 30 | X | |
| | 45 | X | X |
| | 60 | X | X |
| | 75 | X | X |
| | 90 | X | X |
| | 105 | | X |

Tableau III

Conditions d'angles de départ examinées au cours de l'étude des mouvements passifs .

Trois mouvements sont exécutés dans chaque condition. Trois masses accélératrices sont utilisées dans chaque condition d'angle .

Enfin, la même série a été reprise, pour chaque sujet, en remplaçant l'avant-bras et la main par une inertie équivalente de celle du segment. Ceci nous a permis, par différence, d'éliminer les forces de frottement dues au dispositif ergométrique.

B - PRINCIPES DE CALCUL

I - MOUVEMENTS DE QUICK-RELEASE

Consécutivement au maintien d'un couple fd (Fig.16) statique, on déclenche un mouvement dont l'accélération est liée au couple et à l'inertie par la relation générale :

$$I = \frac{fd + n\Theta' + k(\Theta - \Theta_i) + e}{\Theta''}$$

où : n représente une viscosité

k , une compliance

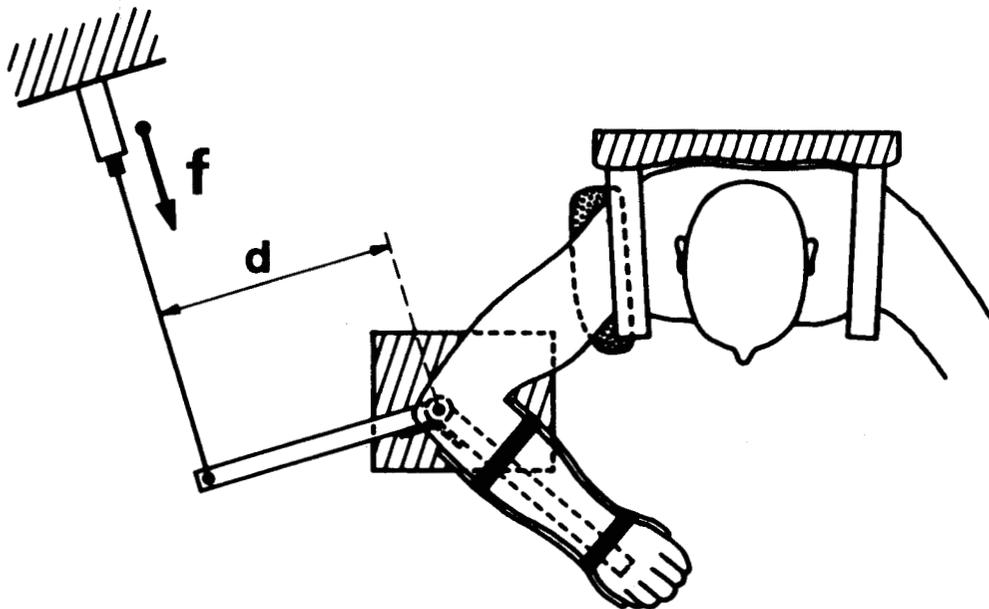
e , une force de friction

Θ_i , l'angle de départ du mouvement.

Suivant l'instant où l'on mesure Θ'' , deux des inconnues de l'équation peuvent être mesurées.

1 - Détermination du moment d'inertie

On considère ici l'accélération initiale du mouvement. Dans ces conditions, le terme $n\Theta'$ peut être négligé ; en effet, Θ'' est mesuré à l'instant t_0 où Θ' est nul. Le terme $k\Theta$ est lié à l'angle de départ et correspond essentiellement à une force résultante due à l'étirement des antagonistes. Cependant, la force mesurée au début du mouvement est en fait définie par la différence de la force développée par les agonistes et celle due aux antagonistes. Ce terme peut donc être négligé dans la période initiale du mouvement où la variation.



- Fig. 16 -

Disposition du sujet dans l'étude des mouvements de quick-release.

fd est le couple développé par le fléchisseur équivalent.

de Θ est faible. La force e est une force de friction indépendante de Θ et de Θ' . Ce terme de l'équation ne peut être négligé que si le couple fd est élevé.

Ces remarques justifient le fait que nous ayons utilisé des forces f comprises entre 20 p.100 et 60 p.100 de la force isométrique maximale et que nous soyons limités à des angles de départ situés entre 30° et 75° . Ce dernier sera ultérieurement défini comme étant la position d'équilibre de l'articulation.

Finalement, l'équation utilisée pour le calcul de l'inertie est :

$$I = \frac{fd}{\Theta''}$$

où : Θ'' est l'accélération initiale.

2 - Détermination de la compliance du muscle en contraction

On admet que, durant la phase initiale du mouvement, la longueur de la composante contractile varie peu et que le mouvement est dû à la restitution de l'énergie potentielle stockée dans la composante élastique-série. Il est alors possible, connaissant l'évolution de la force rapportée au biceps, et de sa longueur, de calculer le rapport $\Delta l / \Delta F$, c'est-à-dire la compliance du fléchisseur équivalent. Ici encore, on notera que la vitesse variant peu en début du mouvement, on considèrera le terme $n\Theta'$ comme négligeable, au regard de la force élevée restituée par l'élastique-série. Pour plus de précision, les diagrammes force-longueur de la phase initiale du mouvement ont été reproduits sur table traçante, à partir des signaux stockés par l'enregistreur magnétique. L'erreur due au dépouillement du tracé est de l'ordre de 4 p.100.

En résumé, la technique des mouvements de quick-release nous permet de déterminer :

- . le moment d'inertie de l'ensemble avant-bras + main
- . la compliance du muscle en contraction.

II - MOUVEMENTS PASSIFS

Lorsque l'on mobilise l'articulation du coude, les fléchisseurs et les extenseurs n'étant pas activés, les forces passives mises en jeu par la préparation sont, outre les frictions de l'articulation et les frottements internes aux muscles, les forces visqueuses et élastiques de l'ensemble des muscles agissant sur l'articulation. Dès lors, il est évident que, pour un même couple appliqué à l'ensemble mobile, l'accélération angulaire (Θ'') est affectée par ces forces passives.

Partant de ces considérations générales, il doit être possible de déterminer : a) la position d'équilibre de l'articulation, à partir de la comparaison des accélérations initiales et b) les propriétés élastiques et visqueuses de la préparation, à partir des valeurs instantanées de l'accélération durant le mouvement.

1 - Détermination de la position d'équilibre de l'articulation

Compte tenu de la localisation anatomique des fléchisseurs et des extenseurs, il doit exister une position de l'articulation pour laquelle les couples de rappel en flexion et en extension sont égaux et de signe opposé. On peut donc ainsi définir une position

d'équilibre de l'articulation à laquelle correspond une longueur standard du fléchisseur équivalent, comparable d'un sujet à l'autre.

Considérons l'ensemble des forces agissant sur l'articulation du coude (Fig. 17).

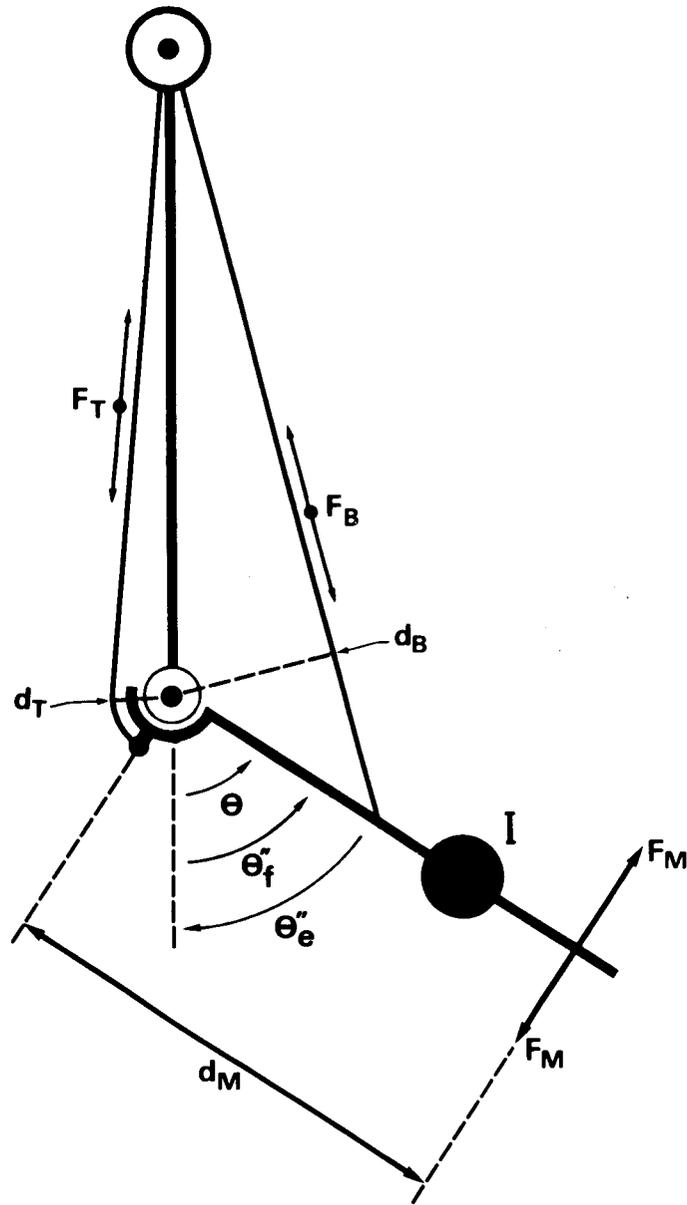
Soit un couple moteur de flexion $F_M d_M$ affecté d'un couple moteur lié à la présence des fléchisseurs $F_B d_B$ et d'un couple résistant lié à la présence des extenseurs $F_T d_T$. Soit, d'autre part, l'accélération initiale $\Theta''F$ de l'inertie I . On peut écrire :

$$\Theta''F = \frac{F_M d_M + F_B d_B - F_T d_T}{I}$$

De la même façon, on peut écrire pour un couple moteur d'extension de même valeur $F_M d_M$ et l'accélération initiale $\Theta''E$:

$$\Theta''E = \frac{F_M d_M + F_T d_T - F_B d_B}{I}$$

$F_M d_M$ et I , étant des valeurs connues et constantes, il en résulte que l'équilibre entre les couples $F_B d_B$ et $F_T d_T$ est réalisé quand $|\Theta''F| = |\Theta''E|$. Comme $|\Theta''E|$ est une fonction croissante de Θ et $|\Theta''F|$, une fonction décroissante de Θ , l'intersection des courbes représentatives de ces fonctions détermine la valeur de Θ pour laquelle l'articulation est en position d'équilibre. Nous désignerons par Θ_0 , l'angle d'équilibre et nous lui ferons correspondre la longueur standard du fléchisseur équivalent (l_0) par application de l'équation de la figure 12.



- Fig.17 -

Schéma représentatif de l'ensemble des forces agissant sur l'articulation du coude au cours d'un mouvement passif.

Explications dans le texte.

2 - Détermination de la compliance du muscle au repos

Considérons d'une part, le couple théoriquement développé à chaque instant par la masse accélératrice du mouvement passif et, d'autre part, le couple réellement mesuré à partir de l'accélération angulaire Θ'' . La différence de ces couples (C) correspond à l'ensemble des forces élastiques, visqueuses et de frottement agissant sur l'articulation.

$$C = \Gamma \left(\frac{I}{2d} + \frac{Md}{2} \right) - Mgd$$

où :

Γ désigne l'accélération de la masse M (proportionnelle à Θ'' mesuré)

M, la masse accélératrice

d, le rayon de la poulie sur laquelle agit la masse M

g, l'accélération de la pesanteur.

Principe de calcul

On peut transformer ce couple en force F rapportée aux dimensions du biceps, au moyen de la relation suivante, analogue à celle de la figure 12.

$$F = \left(\Gamma \left[\frac{I}{2d} + \frac{Md}{2} \right] - Mgd \right) * \frac{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}}{ab \sin \Theta}$$

En appliquant cette relation au moyen du calculteur analogique, on calcule, à chaque instant, la force passive mise en jeu par l'élasticité, la viscosité et les frottements de la préparation. Cette

force s'écrit également sous la forme :

$$F = \frac{1}{k} (l - l_0) + nu + e$$

où :

k , désigne la compliance à la longueur l

l_0 , la longueur de repos pour laquelle n'existe aucune force élastique

n , une viscosité

u , la vitesse de raccourcissement ou d'étirement du fléchisseur
équivalent

e , les forces de friction indépendantes de la vitesse.

Ecrivons deux valeurs de F :

$$F_1 = \frac{1}{k} (l_1 - l_0) + nu_1 + e$$

$$F_2 = \frac{1}{k} (l_2 - l_0) + nu_2 + e$$

on obtient par différence :

$$\Delta_1 F = F_2 - F_1 = \frac{1}{k} (l_2 - l_1) + n(u_2 - u_1)$$

De même, à partir d'une troisième valeur de F , il vient :

$$\Delta_2 F = F_3 - F_1 = \frac{1}{k} (l_3 - l_1) + n(u_3 - u_1)$$

Avec les expressions de $\Delta_1 F$ et $\Delta_2 F$, nous disposons d'un système de deux équations à deux inconnues, à partir duquel

il est possible de calculer k et n . Il suffit de mesurer, sur les tracés expérimentaux, les valeurs de F_1 , F_2 , F_3 , l_1 , l_2 , l_3 , u_1 , u_2 et u_3 .

Ces valeurs peuvent théoriquement être obtenues à partir de l'enregistrement d'un seul mouvement, c'est-à-dire pour une seule masse (M) accélératrice.

Cependant, pour améliorer la précision des mesures, nous avons préféré considérer, pour un même angle de départ, les tracés correspondant à des mouvements entraînés par différents poids (Mg). De cette façon, on obtient deux valeurs différentes de l'allongement (ou du raccourcissement) du fléchisseur équivalent pour une même valeur de la vitesse (u). Dans ces conditions, on a $l_3 \neq l_2$ quand $u_3 = u_2$. On détermine alors le coefficient k par le rapport :

$$\frac{l_3 - l_2}{\Delta 2F - \Delta 1F} \quad \text{c'est-à-dire} \quad \frac{l_3 - l_2}{F_3 - F_2}$$

De la même façon, on détermine n en choisissant $u_3 \neq u_2$ et $l_3 = l_2$. Dans chaque cas, u_1 (vitesse initiale) est nul.

En résumé, la technique des mouvements passifs nous permet de déterminer :

- . la position d'équilibre de l'articulation et la longueur standard du fléchisseur équivalent
- . la compliance du fléchisseur équivalent au repos
- . la viscosité du fléchisseur équivalent.

C - VALEURS EXPERIMENTALES DES PARAMETRES
BIOMECANIQUES

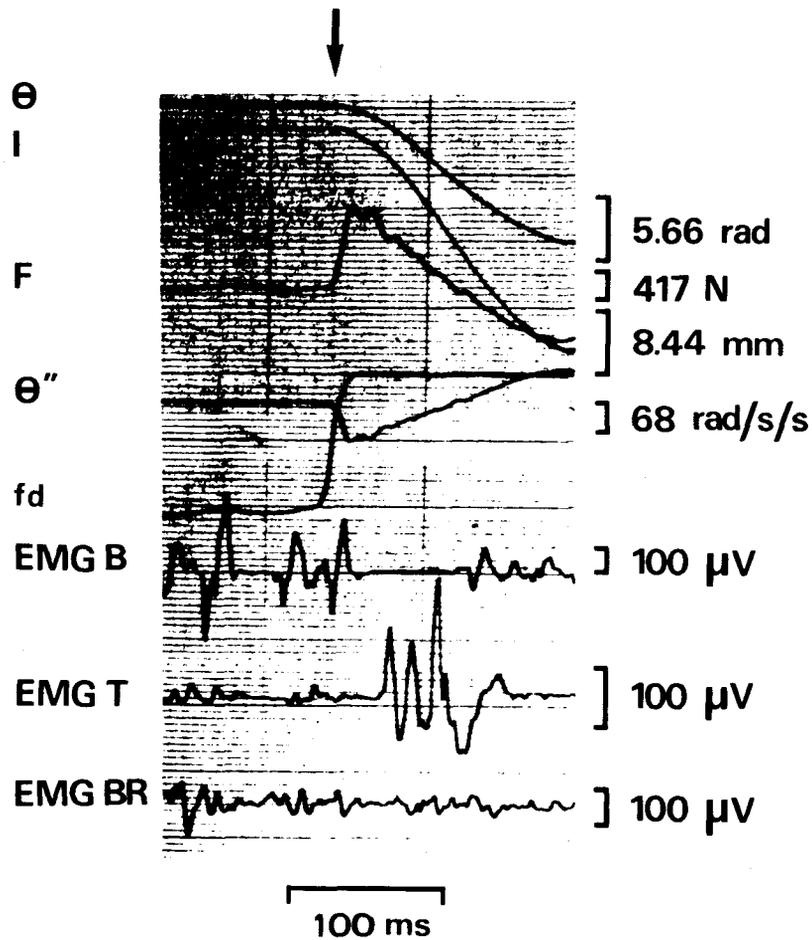
I - MOMENT D'INERTIE DU SEGMENT CORPOREL

1 - Résultats

La figure 18 montre l'enregistrement d'un mouvement de quick-release. Durant la phase de maintien statique, on note l'activité des fléchisseurs, biceps et brachioradialis, ainsi qu'une légère activité du triceps ; la force isométrique est maintenue par les fléchisseurs ; l'accélération et la vitesse sont nulles. Sitôt le déclenchement du mouvement, l'accélération (Θ'') et la force (F), calculée à partir de Θ'' , s'élèvent rapidement et atteignent, compte tenu du temps de réponse de l'enregistreur, une valeur maximale à partir de laquelle elles décroissent.

Les petites oscillations visibles sur le tracé sont des artefacts mécaniques (vibrations du dispositif ergométrique) difficilement éliminables, vu la force importante mise en jeu.

C'est à partir de la valeur maximale de l'accélération que l'on a calculé le moment d'inertie. Une correction est effectuée pour le moment d'inertie de l'équipage mobile et de l'entrefer de l'électro-aimant déterminé suivant une technique identique (0.1293 m².kg). Pour chaque sujet, nous avons effectué la moyenne des résultats obtenus pour les différentes valeurs de f_d , puis pour les différents angles de départ. Le tableau IV regroupe les résultats obtenus au cours de chacune des deux séries de mesures. La



- Fig.18 -

Enregistrement d'un mouvement de quick-release de flexion.

La flèche indique le déclenchement du mouvement.

De haut en bas :

- . déplacement angulaire (Θ)
- . longueur du fléchisseur équivalent (l)
- . force du fléchisseur équivalent (F)
- . accélération angulaire (Θ'')
- . couple isométrique développé par les fléchisseurs (fd)
- . électromyogrammes (EMG) du biceps (B), du triceps (T) et du brachioradialis (BR).

| Sujet | Série I (m ² .kg) | Série II (m ² .kg) | moyenne (m ² .kg) |
|----------|---------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|
| F. B. | 0.0615 | 0.0585 | 0.0600 |
| J. C. C. | 0.0682 | 0.0642 | 0.0662 |
| J. D. | 0.0587 | 0.0605 | 0.0596 |
| F. G. | 0.0452 | 0.0476 | 0.0464 |
| F. L. | 0.0690 | 0.0662 | 0.0676 |
| m | | | 0.0600 |
| s | | | 0.0084 |

Tableau IV

Valeurs individuelles et moyennes des moments d'inertie de l'ensemble avant-bras + main, mesurées au cours des deux séries expérimentales, sur les cinq sujets .

m : moyenne générale

s : écart-type de la moyenne générale

précision de la mesure est de l'ordre de 8 p.100. Nous considérons par la suite la moyenne des résultats des deux séries.

2 - Discussion

Le tableau V compare la moyenne des résultats, obtenus sur les cinq sujets, avec diverses valeurs de la littérature, obtenues tant sur le vivant que sur le cadavre, au moyen de diverses techniques. En effet, le moment d'inertie d'un segment de membre peut être mesuré de différentes façons (CONTINI et coll., 1963 ; DRILLIS et coll., 1964).

Il peut être exprimé par la somme des moments d'inertie de sections élémentaires du segment effectuées perpendiculairement à son axe longitudinal.

Chaque section de masse m , à une distance r de l'axe de rotation du coude, à un moment d'inertie égal à mr^2 . Le calcul de la masse est estimé à partir de son volume et de l'estimation de sa masse spécifique (clichés radiographiques), le moment d'inertie du segment est égal à $\sum mr^2$. Cette technique, utilisée par WILKIE (1950), semble compatible avec la technique de quick-release.

On peut encore déterminer le moment d'inertie par une technique de pendule dont la période d'oscillation T est exprimée par la relation :

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{I}{Mga}}$$

où : M , désigne la masse du segment

g , l'accélération de la pesanteur

a , la distance entre le centre de gravité et l'axe de rotation.

| Référence | Nombre de sujets | Moyenne (m ² .kg) | Ecart-type (m ² .kg) | Limites (m ² .kg) |
|--------------------------------------|---------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|---------------------------------|
| BRAUNE et FISCHER (1892) + | 2 | 0.0505 | | |
| DEMPSTER (1955) + | 8 | 0.0577 | 0.0152 | 0.0397 0.0852 |
| FENN (1938) ++ | 1 | 0.0590 | | |
| HILL (1940) ++ | 1 | 0.0277 | | |
| WILKIE (1950) ++ | 1 | 0.0530 | | |
| BOUISSET et PERTUZON (1968) ++ | 11 | 0.0599 | 0.0118 | 0.0430 0.0797 |
| PERTUZON (1972) ++ | 5 | 0.0600 | 0.0084 | 0.0464 0.0676 |

Tableau V

Moments d'inertie de l'ensemble avant-bras + main, mesurés sur le vivant (++) et sur le cadavre (+) .

Cette technique est facilement applicable au cadavre, comme en témoignent les résultats de BRAUNE et FISCHER (1892) et de DEMPSTER (1955). Par contre, il semble qu'elle soit moins précise sur le vivant au regard du résultat rapporté par HILL (1940). Il est vraisemblable que les mouvements d'oscillation du segment sont, dans ce dernier cas, accompagnés d'activités réflexes des muscles de l'articulation du coude, ce qui entraîne vraisemblablement une erreur dans l'appréciation de la période du pendule.

La technique de quick-release semblerait donc la plus adéquate, pour autant qu'il soit possible de comparer les différents résultats, comme le montre la bonne concordance avec la valeur déterminée, sur un sujet, par FENN (1938) au moyen d'une technique dont nous nous sommes inspirés.

II - POSITION D'EQUILIBRE DE L'ARTICULATION

1 - Description de l'enregistrement

La figure 21 montre l'enregistrement d'un mouvement passif d'extension. A l'instant où le mouvement est déclenché, la vitesse angulaire ($\dot{\Theta}$) et la vitesse d'étirement du fléchisseur équivalent (\dot{u}) sont nulles. Ces vitesses croissent tandis que l'angle de l'articulation (Θ) diminue et que la longueur du fléchisseur équivalent (l) croît. L'accélération angulaire ($\ddot{\Theta}$), initialement nulle, se porte à une valeur maximale, puis décroît lentement jusqu'à l'arrêt du mouvement qui est marqué par une phase de décélération. La valeur initiale de la force F correspond à Mgd , $\ddot{\Theta}$ étant nul. Parallèlement à l'établissement de la valeur maximale de $\ddot{\Theta}$, la force F décroît et se rapproche de zéro. Elle évolue ensuite selon le signe des forces passives agissant sur l'articulation.

Enfin, on peut noter que les électromyogrammes de surface du biceps (B), du brachioradialis (BR) et du triceps (T) n'indiquent aucune activité décelable de ces muscles, attestant ainsi le caractère passif du mouvement.

2 - Résultats

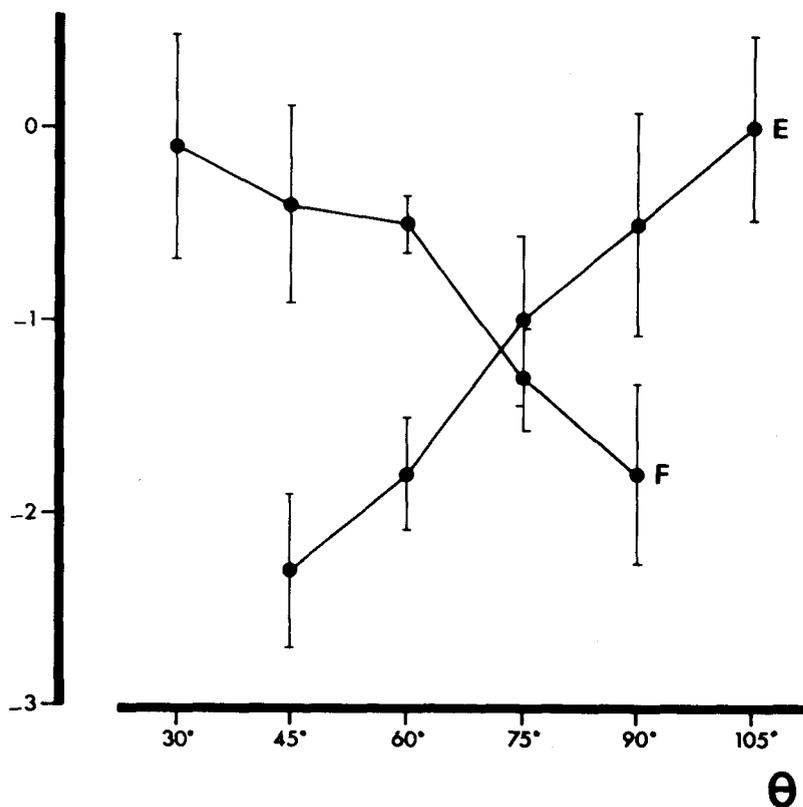
La figure 19 montre la relation entre l'accélération angulaire initiale du mouvement passif et l'angle de départ, tant en flexion qu'en extension. Comme il a été précisé dans le protocole expérimental, une correction est apportée à partir de la mesure de l'accélération initiale des mouvements où l'avant-bras est remplacé par une inertie équivalente : c'est pourquoi les résultats sont exprimés en $\Delta\theta''$. Les moyennes ont été calculées, pour chaque angle de départ du mouvement, sur l'ensemble des conditions de charge, puis pour chaque angle, sur l'ensemble des sujets.

Comme on peut le constater, l'accélération initiale de flexion $|\theta''F|$ décroît avec l'angle tandis que l'accélération initiale d'extension $|\theta''E|$ évolue en sens inverse. $|\theta''E|$ et $|\theta''F|$ sont significativement différents pour tous les angles de départ sauf pour celui de 75 degrés. Nous considèrerons donc cet angle comme étant celui d'équilibre de l'articulation et nous pouvons en déduire la longueur correspondante du biceps brachii que nous appellerons longueur standard (l_0). Celle-ci peut donc être calculée à partir de la distance d (axe du coude - apophyse styloïde radiale) par la relation $l_0 = 1,23 d$.

3 - Discussion

Ces résultats confirment, en les précisant, ceux de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) qui ont déterminé une "plage d'équilibre" située entre 60 et 95°. Par contre, ils se

$\Delta\theta''$
(unités arbitraires)



- Fig.19 -

Relation entre les valeurs initiales de l'accélération angulaire d'extension (E) et de flexion (F) en fonction de l'angle de départ du mouvement (θ).

$\Delta\theta''$ représente la différence entre l'accélération angulaire du segment corporel et celle d'une inertie équivalente.

Chaque point représente la moyenne calculée sur les cinq sujets ; on a figuré, de part et d'autre des moyennes, l'écart-type.

situent en dessous des données de RALSTON et coll. (1947), obtenues sur des muscles désinsérés et selon lesquelles la longueur de repos des fléchisseurs du coude, l'élasticité des extenseurs n'intervenant pas, correspondrait à un angle de 90°.

Il apparaît donc que la longueur de repos ne correspondrait pas avec celle de l'équilibre de l'articulation. Il ne faut donc pas s'étonner que la longueur standard que nous venons de déterminer soit différente de la longueur de repos du muscle isolé. Il existe d'ailleurs une certaine confusion quant à la notion même de longueur de repos.

Comme nous l'avons déjà signalé, RAMSEY et STREET (1940) estiment que dans la fibre au repos, la longueur du sarcomère est d'environ 2,1 μm . Des valeurs identiques furent retrouvées par GORDON et coll. (1966) et, plus récemment, par LANNERGREN (1971). Par contre, A. V. HILL (1949 b), puis D. K. HILL (1968) estiment que la longueur du sarcomère, dans le muscle au repos, serait de 1,5 à 1,8 μm . Selon ABBOTT (1951), la longueur de repos du muscle in situ correspondrait à sa plus grande longueur dans l'excursion angulaire.

Plusieurs facteurs peuvent intervenir dans la définition de cette longueur de repos ou d'équilibre. FICK (1911) définit la longueur d'équilibre comme étant la longueur d'un muscle complètement relâché, sans innervation ni étirement dû à l'antagoniste. STEINDLER (1964) estime, en effet, que la "longueur naturelle" est différente suivant qu'il y a ou non innervation. C'est précisément cette notion de longueur naturelle utilisée par HILL, qui met l'accent sur la difficulté de la détermination d'une longueur standard

du muscle in situ. En outre, il convient de préciser que le muscle ne se comporte pas comme un système élastique parfait, mais qu'il présente également une viscosité, des forces de friction, et une certaine plasticité. Ces phénomènes, souvent observés, identifiés à un phénomène d'hystérésis par AUBERT, ont pour effet que l'on peut s'attendre, lors d'une détermination statique de la "longueur de repos", à une variabilité liée à l'histoire antérieure du muscle.

C'est pour toutes ces raisons que nous avons préféré définir la longueur du muscle par rapport à celle qu'il possède à l'équilibre de l'articulation, valeur qui peut être mesurée avec une bonne précision.

III - COMPLIANCE DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

1 - Compliance du muscle en contraction

La figure 18 montre que, dans un mouvement de quick-release, la force développée par le muscle, maximale à l'instant du déclenchement, décroît au fur et à mesure que le muscle se raccourcit.

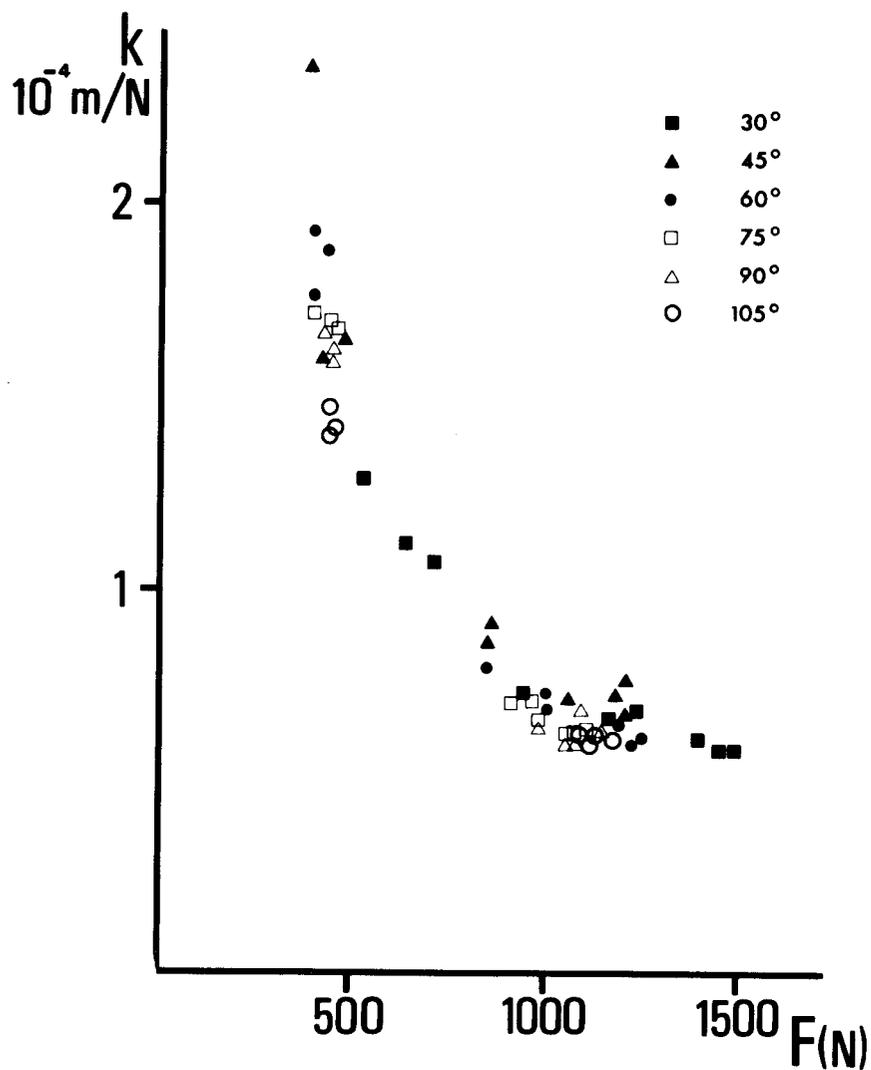
Après un délai moyen de 40 millisecondes, il y a inhibition des fléchisseurs (réflexe d'unloading) suivie d'une bouffée d'activité freinatrice des extenseurs (réflexe d'étirement) avec une latence moyenne de 50 millisecondes. Le fait que les fléchisseurs sont inhibés ne nous interdit pas de déterminer la compliance de l'élastique-série dans la phase initiale du mouvement si l'on s'en tient à l'hypothèse que cette phase correspond essentiellement à la détente de cette composante élastique-série. La compliance des

extenseurs, inactifs à cet instant, n'interfère pas de façon sensible avec celle des fléchisseurs. La compliance est donc déterminée par la relation $\Delta l/\Delta F$, l et F étant les variables du fléchisseur équivalent.

Les résultats, exprimés en mètre par Newton, sont reportés sur un graphique en fonction de la force initiale développée. La figure 20 montre la relation obtenue pour le sujet F.B. On constate que a) la relation $\Delta l/\Delta F$ et F n'est pas linéaire et que b) il n'apparaît pas de relation entre la compliance et la longueur du fléchisseur équivalent (exprimée par les valeurs de l'angle de départ). Aucune différence significative n'a été observée entre les sujets. Aussi, considérerons-nous par la suite les valeurs moyennes, calculées par classes de force de 200 Newtons d'intervalle.

2 - Compliance du fléchisseur équivalent au repos

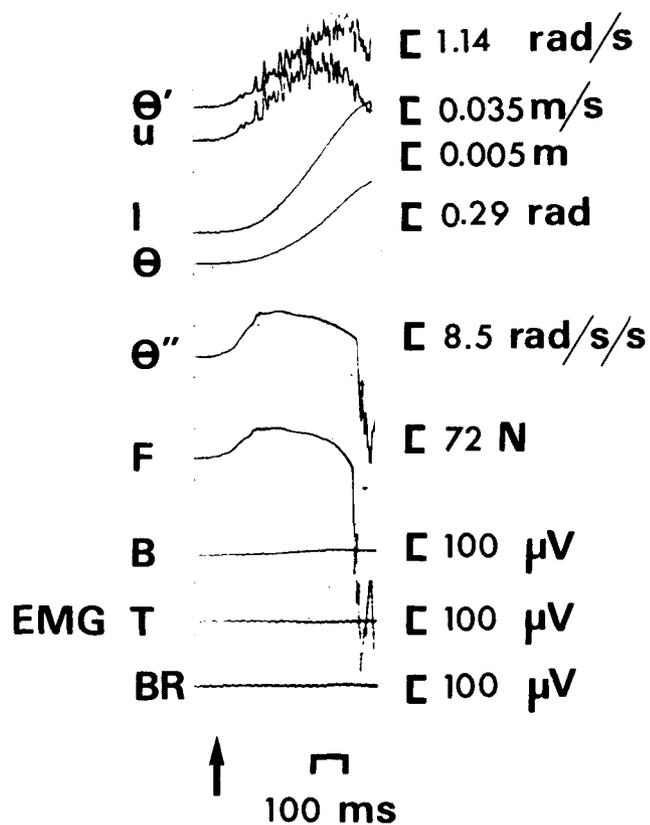
Pour le calcul de cette compliance, au moyen de la technique des mouvements passifs exposée plus haut, nous n'avons pas tenu compte des mouvements entraînés par la charge de 6 kg (vibrations parasites trop importantes). D'autre part, tous les mouvements où apparaissait la moindre activité électrique des muscles explorés ont été éliminés. Comme le montre la figure 21, l'amplitude des potentiels recueillis était, en tout cas, inférieure à 5 μV . Les effets des propriétés visco-élastiques des muscles de l'articulation du coude se matérialisent par la pente du tracé de la force, après que celle-ci ait atteint sa valeur de départ. Avant le déclenchement du mouvement, celle-ci correspond à Mgd , puisque Θ'' est nul. Le fait que la force ne s'établisse pas instantanément à sa valeur initiale vient de ce que le dispositif était relâché lentement par



- Fig.20 -

Relation entre la compliance (K) du fléchisseur équivalent et la force (F) qu'il développe, mesurée pour différents angles de départ du mouvement de quick-release.

Sujet F. B.



- Fig. 21 -

Enregistrement d'un mouvement passif d'extensions de l'avant-bras entraîné par une charge de 4 kg (sujet J.D.)

La flèche indique le déclenchement du mouvement.

De haut en bas :

- . Vitesse angulaire (Θ')
- . Vitesse d'étirement du fléchisseur équivalent (u)
- . Variation de longueur du fléchisseur équivalent (l)
- . Déplacement angulaire (Θ)
- . Accélération angulaire (Θ'')
- . Forces visco-élastiques rapportées au fléchisseur équivalent (F)
- . Electromyogrammes de surface du biceps (B), du triceps (T) et du brachioradialis (BR).

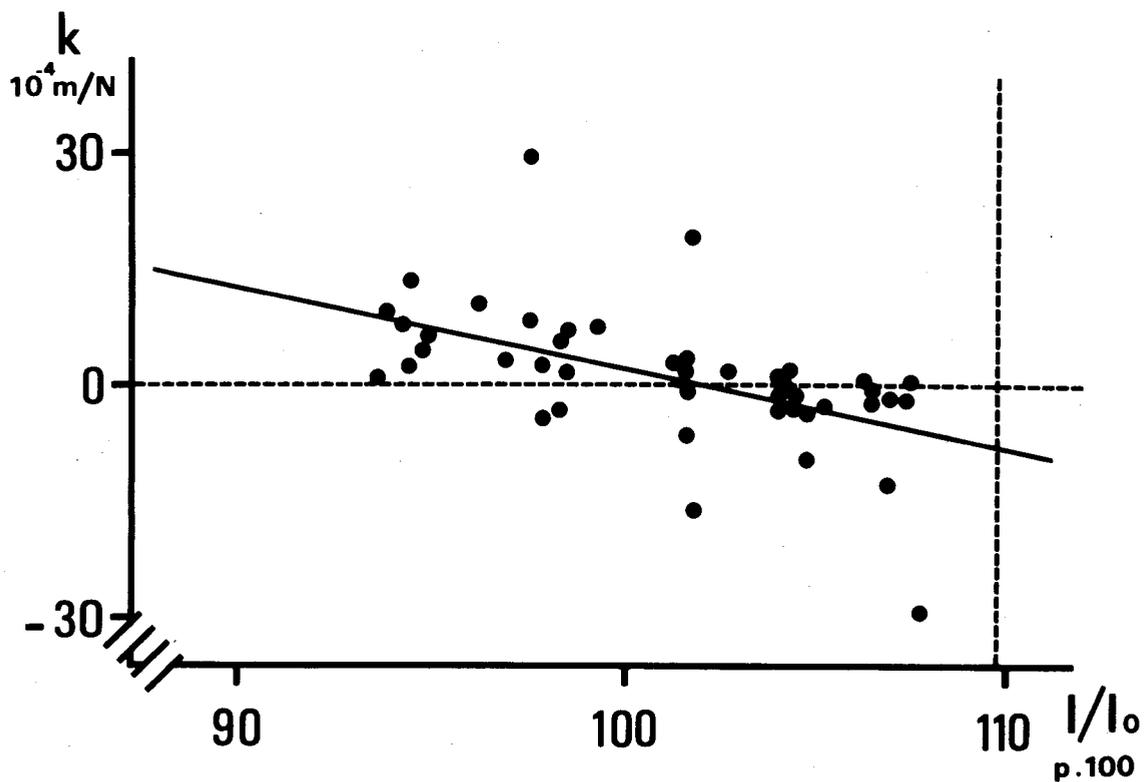
l'expérimentateur afin d'éviter les vibrations de l'ensemble mobile.

La compliance, telle qu'elle est déterminée par la méthode de calcul exposée plus haut, caractérise l'ensemble des fléchisseurs et des extenseurs. Nous avons tenté, à partir des valeurs mesurées pour les différentes conditions d'angle de départ, tant en flexion qu'en extension, d'estimer la compliance de l'ensemble des fléchisseurs, c'est-à-dire du fléchisseur équivalent. Comme nous l'avons déjà signalé, la compliance d'un muscle décroît lorsque sa longueur croît. Il en résulte que, pour des valeurs croissantes de Θ , la compliance des extenseurs décroît, alors que celle des fléchisseurs croît. La compliance résultante, c'est-à-dire celle que nous mesurons, tend vers la compliance des fléchisseurs lorsque Θ décroît.

Nous considèrerons que les compliances mesurées de part et d'autre de l'angle d'équilibre de l'articulation sont de signe opposé, puisque, pour une même variation de longueur du fléchisseur équivalent, les variations de force sont également de signe opposé. La longueur (l) à laquelle la compliance est mesurée $\frac{l_3 + l_2}{2}$ est rapportée à la longueur standard (l_0) du fléchisseur équivalent. Nous pouvons ainsi tracer un diagramme qui regroupe les mesures effectuées sur les cinq sujets et qui représentent la fonction :

$$k = f(l/l_0)$$

Comme le montre la figure 22, en dépit d'une certaine dispersion des résultats, il est possible de tracer une droite de régression qui, extrapolée à la plus grande longueur du fléchisseur équivalent ($l = b + a$), détermine la compliance de celui-ci. La



- Fig. 22 -

Schéma de la détermination de la compliance (k) du fléchisseur équivalent au repos.

l/l_0 représente la longueur du fléchisseur équivalent rapportée à sa longueur standard.

Explications dans le texte.

relation s'écrit :

$$k = -103,57 \, l/l_0 + 105,82 \quad (r = .62)$$

La compliance du fléchisseur équivalent est de l'ordre de :
 $7 * 10^{-4}$ m/N, l/l_0 étant égal à 1,09.

3 - Discussion

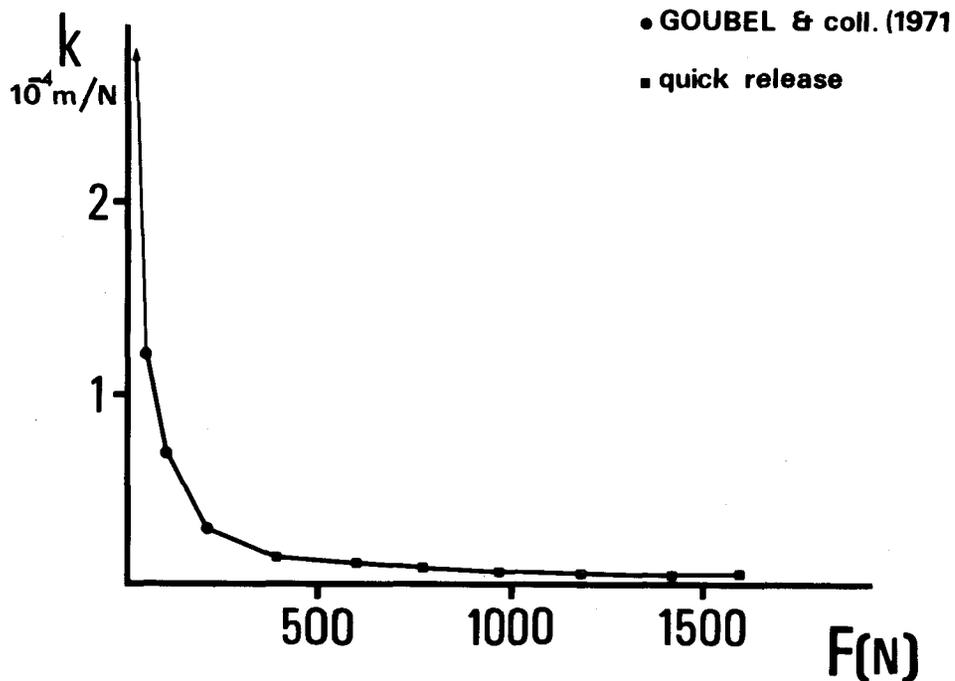
La figure 23 regroupe, outre les valeurs de compliance que nous avons déterminées sur le muscle en contraction, les résultats obtenus par GOUBEL et coll. (1971) à partir de mouvements volontaires sous-maximaux. Les points s'alignent suivant une relation curvilinéaire qui appelle quelques commentaires.

Pour des forces supérieures à 1000 Newtons (environ 50 p.100 de la force isométrique maximale), la compliance est faible et varie peu. De cette valeur de 1000 Newtons aux forces les plus faibles, la compliance augmente, d'abord lentement puis beaucoup plus rapidement (entre 200 et 0 Newtons). La relation n'est pas simplement exponentielle, comme en témoigne la figure 24 a qui représente la relation $\log k = f(F)$. Elle serait plutôt de la forme :

$$a * \exp(k) + b = c * \exp(F) + d$$

compte tenu du fait que la représentation $\log(k) = f(\log F)$ est approximativement linéaire (Fig. 24 b).

L'allure générale de la relation entre k et F est assez proche de celle établie par WILKIE (1950) sauf en ce qui concerne les valeurs correspondant aux forces les plus faibles. Il est probable que cette différence provient du fait que les méthodes utilisées ne

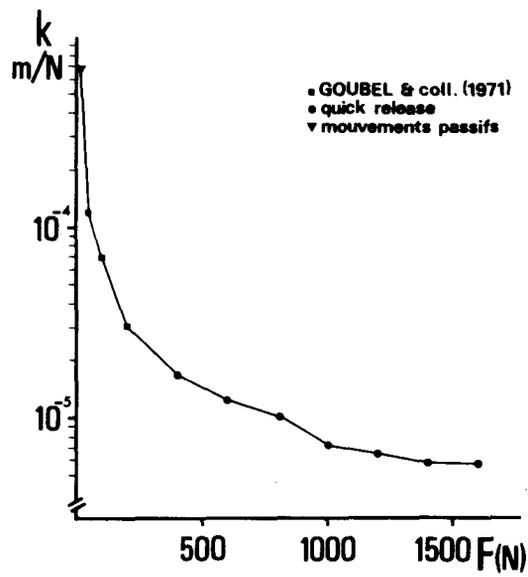


- Fig. 23 -

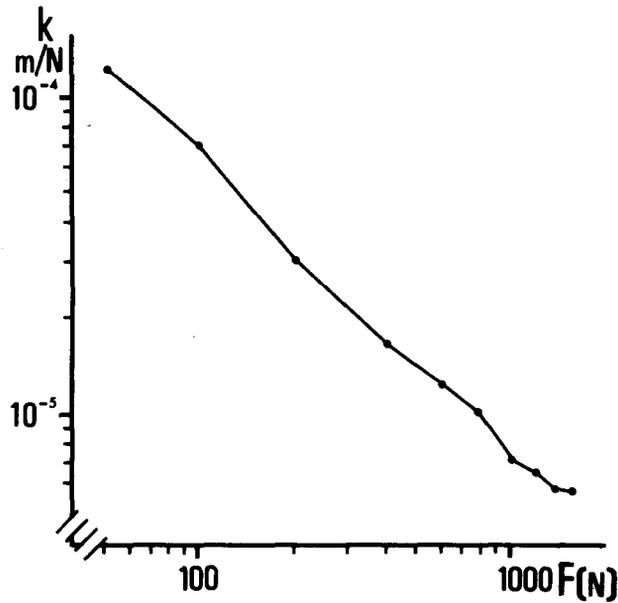
Relation entre la compliance (k) du fléchisseur équivalent et la force qu'il développe (F).

La flèche qui prolonge l'extrémité supérieure du tracé indique que la compliance du fléchisseur équivalent au repos ne peut être représentée à l'échelle de ce graphique.

Valeurs moyennes calculées sur les cinq sujets, par classes de force.



a



b

- Fig. 24 -

a : relation entre le logarithme de la compliance (k) du fléchisseur équivalent et la force (F) qu'il développe.

b : relation entre le logarithme de la compliance (k) du fléchisseur équivalent et le logarithme de la force (F) qu'il développe.

Le point correspondant à la compliance du muscle au repos n'est pas représenté.

sont pas comparables. La valeur déterminée pour le muscle au repos, $7 * 10^{-4}$ m/N, semble plus compatible avec celle que l'on peut estimer à partir des courbes de stress-strain établies par BOON et coll. (1972), environ $5 * 10^{-4}$ m/N.

Le fait le plus important à considérer est que la compliance décroît rapidement pour des élévations discrètes de la force à partir de zéro. Ceci implique que la compliance du muscle doit varier de façon importante dès les premiers stades de la contraction, c'est-à-dire durant la partie initiale du développement de la force, comme l'a suggéré HILL (1970). La constatation faite par LEWIN et WYMAN (1927), selon laquelle le muscle comportait deux composantes élastiques, une composante non amortie en série et une composante élastique amortie (contractile) pouvait implicitement faire penser que la compliance d'un muscle devait décroître lorsque celui-ci développait une tension. Ce fait fut ultérieurement confirmé, sur des préparations très différentes, entr'autres par JEWEL et WILKIE (1958), BENDALL (1969). HILL (1949 b), considérant qu'une composante élastique parallèle se trouvait associée à la composante contractile, précisait même que la compliance déterminée par les techniques de quick-release ne pouvait être considérée comme valable dans la phase initiale de la contraction.

BUCHTHAL et coll. (1944) déterminent que la compliance du muscle en contraction est à 2 à 3 fois plus faible que celle du muscle au repos. En ce qui concerne la détermination du muscle in situ, WILKIE (1950) conclut que ce rapport peut même être de l'ordre de 4 à 5.

Il faut cependant noter que la pente de la relation $k = f(F)$ est élevée dans la zone des forces faibles et que les imprécisions de détermination sont vraisemblablement non négligeables. Quoiqu'il en soit, il semblerait que les modifications précoces de la compliance pourraient correspondre à la mise "hors-circuit" des éléments élastiques parallèles au fur et à mesure que le recrutement se développe et que la force croît.

Nous n'avons pas pu constater de variation de la compliance liée à la longueur du muscle. Une telle influence de la longueur avait cependant été constatée sur le muscle isolé, depuis BLIX (1893). Différentes formulations en ont été données, qu'elles soient exponentielles (AUBERT, 1956 ; ERNST, 1963) ou linéaire + exponentielle (JEWELL et WILKIE, 1958) ; d'une manière plus générale, cette relation est considérée comme curvilinéaire, ce qui fut retrouvé par RALSTON et coll. (1947) sur le muscle humain au repos.

Toutefois, lorsqu'il s'agit du muscle in situ, et non désinséré, il est plus difficile de déterminer les effets de la longueur sur la compliance. Lorsqu'il s'agit du muscle au repos, il est pratiquement impossible d'éliminer, pour la plupart des positions de l'articulation, l'influence de l'élasticité des antagonistes. Lorsque le muscle est en contraction, les effets de la longueur sont vraisemblablement masqués par ceux, beaucoup plus importants, de la force, à moins que les éléments responsables de la curvilinéarité de la relation du muscle au repos n'interviennent plus lorsqu'il s'agit du muscle en contraction.

Nous retiendrons simplement que la compliance du muscle diminue lorsque sa longueur croît, ce qui pourrait correspondre à la mise en jeu progressive d'éléments élastiques au fur et à mesure que le muscle est étiré. Il n'est évidemment pas possible, à partir de nos observations, de préciser la localisation de ces structures élastiques. Il peut tout aussi bien s'agir des structures contractiles inactivées ou de structures élastiques en parallèles sur les contractiles. Quelle que soit l'hypothèse, il convient de constater que la compliance varie rapidement aux faibles valeurs de la force, c'est-à-dire vraisemblablement quand l'augmentation de la force est due au recrutement spatial des unités motrices. Dès lors, on peut raisonnablement penser que la relation entre la compliance et la force serait définie par son niveau d'activation (RACK et WESTBURY, 1969).

IV - VISCOSITE DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

1 - Résultats

La valeur de la viscosité que nous avons mesurée est la moyenne générale des résultats obtenus sur les différents sujets. La technique de mesure de la force se trouve ici aux limites de sa signification, les variations de forces détectées étant très faibles. De ce fait, la dispersion des résultats est très grande. La valeur moyenne est de 240 N/m/s ($s = 200$). Il s'agit du coefficient de viscosité de l'ensemble des fléchisseurs et des extenseurs.

2 - Discussion

Contrairement à la mesure de la compliance, la dissociation entre les fléchisseurs et les extenseurs n'est pas possible. En effet, s'il est possible de placer l'articulation du coude dans une position telle que les fléchisseurs soient plus étirés que les extenseurs ou vice-versa, les vitesses de raccourcissement et d'allongement des fléchisseurs et des extenseurs sont indissolublement liées pour une même vitesse angulaire de l'articulation.

Enfin, ces mesures ne portent que sur des muscles inactifs, selon les mêmes critères électromyographiques que ceux déjà précisés pour la mesure de la compliance. On ne peut affirmer, a priori, que la viscosité du muscle activé est égale à celle du muscle au repos. Toutefois, FENN (1938) semble la considérer comme constante dans l'expression de la relation force-vitesse.

Quelle que soit la valeur de cette viscosité, il est primordial d'examiner dans quelle mesure elle intervient dans le mouvement, c'est-à-dire à quelle constante de temps elle correspond. D'après les observations de BLIX (1893), il apparaît que, lorsqu'on étire un muscle d'une longueur donnée, la tension passive qu'il développe décroît avec le temps. HILL (1952), ABBOTT et LOWY (1957) constatent également cette chute de tension liée au temps.

Une interprétation de ce phénomène fut esquissée dès 1924 par GASSER et HILL qui y voyaient la preuve d'un étirement amorti des structures contractiles, ce qui correspond approximativement à ce que rapportent LEVIN et WYMAN (1927) lorsqu'ils considèrent dans leur modèle que la composante élastique amortie caractérise le comportement des structures contractiles. Par contre, BUCHTHAL.

et KAISER (1951) tout en constatant que la chute de tension est une fonction exponentielle du temps, ce qui correspondrait à un amortissement non constant, pensent que la viscosité caractérise également l'élément élastique série, et emploient le terme de "viscosité de structure". Plus récemment, LANNERGREN (1971) a montré une décroissance de la tension en fonction du temps au niveau de la fibre isolée. Cette dernière constatation confirmerait donc que la viscosité est située, au moins en partie, au niveau des structures contractiles. La viscosité serait également située en dehors de ces structures, selon LITTLE (1969) qui considère que le muscle présente deux modules visco-élastiques, l'un étant caractérisé par une constante de temps rapide, semblable à l'élément élastique série, l'autre caractérisé par une constante de temps plus longue, situé au niveau de l'élément contractile.

Plusieurs interprétations structurales ont été données à cette viscosité. ALEXANDER (1959) et ALEXANDER et JOHNSON (1965) y voient un ré-arrangement des éléments contractiles des fibres dû à un "glissement des filaments". AKAZAWA et coll. (1969) y voient une friction entre les filaments d'actine et de myosine. Il s'agit peut être là d'un phénomène identique aux constatations de BAHLER (1968) qui constate que la viscosité varie avec la vitesse.

C'est vraisemblablement l'intervention d'une telle viscosité "imparfaite" qui explique les phénomènes d'hystérésis souvent décrits sur le muscle isolé et que AUBERT (1956) ne considère pas, à juste titre, comme étant strictement caractéristiques de l'hystérésis. FENN et GARVEY (1934), dans des conditions expérimentales proches des nôtres, et au cours d'une étude des muscles de la jambe, calculent une viscosité de 28 g/cm^2 de section de muscle, pour une

vitesse de 1 cm/s. Cette valeur comparée à celle que nous avons déterminée pour les muscles fléchisseurs et extenseurs du coude, 240 N/m/s, paraît élevée. Elle correspondrait, en effet, en ce qui nous concerne, pour une section des seuls fléchisseurs d'environ 20 cm² (BRAUNE et FISCHER, 1839) à une viscosité de 560 N/m/s. Or, nos résultats ne peuvent apparemment porter que sur l'ensemble des fléchisseurs et des extenseurs, ce qui conduit à dire que la valeur de 240 N/m/s est vraisemblablement surestimée.

En résumé à ce chapitre, nous avons exposé une technique de mesure du moment d'inertie de l'ensemble avant-bras + main. Les résultats sont discutés par rapport à la technique utilisée et par rapport aux données de la littérature.

Nous avons ensuite effectué une étude de la viscosité du fléchisseur équivalent ainsi que de sa compliance, tant au repos qu'en contraction. Une possibilité d'interprétation des rapports entre la compliance et la force est envisagée.

La connaissance du moment d'inertie est nécessaire pour le calcul de la force du fléchisseur équivalent; celle de la compliance et de la viscosité doit permettre de définir ultérieurement le comportement de la composante contractile dans la contraction.

Enfin, nous avons défini une longueur standard de ce fléchisseur équivalent et sa signification est étudiée au regard de la longueur de repos antérieurement déterminée sur le muscle isolé.

- Chapitre III -

CONTRACTION ISOMETRIQUE MAXIMALE

| | |
|--|----|
| A - PROTOCOLE ET DESCRIPTION DES TRACES EXPERIMENTAUX | 84 |
| I - Protocole | 84 |
| II - Allure des mécanogrammes | 85 |
| 1. Angle de l'articulation | 85 |
| 2. Force | 85 |
| III - Allure des électromyogrammes | 86 |
| 1 - Triceps | 86 |
| 2 - Biceps brachii et brachioradialis | 86 |
| | |
| B - RELATION FORCE-LONGUEUR DU FLECHISSEUR EQUIVALENT | 87 |
| I - Relation couple-angle | 87 |
| 1. Résultats | 87 |
| 2. Discussion | 87 |
| II - Relation force-longueur isométrique | 88 |
| 1. Résultats | 88 |
| 2. Discussion | 90 |
| | |
| C - EXAMEN DU NIVEAU D'ACTIVITE MUSCULAIRE | 92 |
| I - Niveau de l'activité musculaire en contraction maximale | 92 |
| 1. Examen des EMG intégrés | 92 |
| a) biceps brachii | 92 |
| b) brachioradialis | 94 |
| c) comparaison des EMG intégrés du biceps et du brachioradialis | 94 |

| | |
|---|-----|
| 2 - Discussion | 94 |
| a) modifications du volume conducteur | 95 |
| b) inhibition liée à la fermeture articulaire | 95 |
| II - Relations force-longueur en activation sous-maximale | 97 |
| 1 - Principe de la méthode | 97 |
| 2 - Résultats | 98 |
| 3 - Discussion | 100 |
| a) relation entre l'EMG et la force | 100 |
| b) relation entre l'EMG et la longueur | 102 |

L'effort isométrique développé au niveau d'une articulation se traduit par un couple. Dans le cas particulier de la flexion du coude, la relation entre le couple maximal de flexion et l'angle a souvent été étudiée. Ce couple a parfois été transformé, compte tenu du bras de levier de l'un des fléchisseurs, en général le biceps, en une force rapportée à la direction de ce muscle. De façon plus simple, le couple a également été transformé en une force parallèle à la direction du bras.

Nous nous proposons ici, par l'utilisation des équations de calcul des variables mécaniques du fléchisseur équivalent, exposés au chapitre I, d'étudier la relation force-longueur de ce muscle. Nous examinerons également les relations entre force, longueur et EMG, à partir desquelles nous tenterons de décrire les relations force-longueur pour des niveaux d'excitation sous-maximaux.

A - PROTOCOLE ET DESCRIPTION DES
TRACES EXPERIMENTAUX

I - PROTOCOLE

On considère des efforts isométriques maximaux et sous-maximaux de flexion, mesurés pour sept positions de l'articulation (30, 45, 60, 75, 90, 105 et 120 degrés). Les cinq sujets ont été examinés au cours de deux séries expérimentales. Au cours de la seconde série, l'ordre de présentation des angles a été inversé. Il est demandé aux sujets d'établir, sans crispation de la main, et progressivement, la force maximale en une seconde, c'est-à-dire dans un temps nettement supérieur au temps minimum d'établissement de la force maximale isométrique, soit 250 ms, selon WILKIE (1950), et 260 ms, selon CLARKE (1967).

Le couple maximal est maintenu pendant quelques secondes. Pour chaque angle, deux couples maximaux ont été mesurés. Au cours du deuxième essai, il était fréquemment suggéré au sujet que sa performance était inférieure à celle du premier essai. Aucune différence significative n'a été constatée entre les valeurs des deux essais.

Ces deux contractions maximales étaient suivies d'efforts statiques de maintien de couples sous-maximaux. Il s'agissait de maintenir des poids agissant sur la poulie principale de l'équipage mobile. Ces couples allaient de 30 p.100 à 80 p.100 du couple maximal pour l'angle considéré.

Afin d'éviter l'apparition de la fatigue, un temps de repos minimum de deux minutes était ménagé entre deux efforts consécutifs, suivant les données de MONOD et SCHERRER (1965).

II - ALLURE DES MECANOGRAMMES

La figure 25 montre l'enregistrement d'un effort maximal de flexion. Les variables mécaniques considérées sont l'angle de l'articulation (Θ) et la force développée (f).

1 - Angle de l'articulation

Le tracé est rectiligne, il s'agit donc bien d'une contraction isométrique. Il faut noter, à ce sujet, l'importance de la liaison avec le dynamomètre, ici une tige d'acier de 13 mm² de section. Le déplacement de la partie mobile du capteur - inférieur à 35 microns - a des effets négligeables sur le caractère isométrique de la contraction.

2 - Force

Le tracé de force peut être sommairement divisé en trois phases :

- . une phase de croissance de la force, qui dure environ une seconde.
- . une phase de maintien de cette force : c'est durant cette phase que l'on mesure le couple maximum. Le critère retenu est la stabilité de la force pendant une période d'au moins une seconde.

. une phase de décroissance de la force, correspondant à l'ordre donné au sujet de cesser son effort.

Ces trois phases se retrouvent évidemment dans le cas des contractions sous-maximales.

III - ALLURE DES ELECTROMYOGRAMMES

1 - Triceps

Il s'agit du muscle antagoniste de l'effort de flexion. Son activité électromyographique n'est pas nulle. Bien que discrète, elle semble proportionnelle à la force développée par les fléchisseurs. L'amplitude maximale est inférieure à 200 μ V.

2 - Biceps brachii et brachioradialis

Ce sont deux des muscles fléchisseurs. L'activité EMG du biceps commence environ 100 millisecondes avant celle du brachioradialis. Ils présentent tous deux une phase de croissance de l'EMG, parallèle à celle de la force. Toutefois, la vitesse de croissance de l'EMG du biceps semble, en général, plus élevée que celle du brachioradialis.

L'amplitude des EMG reste sensiblement constante pendant la phase de maintien de la force. Elle est de deux à trois millivolts crête à crête pour le biceps et de 1 à 1,5 millivolts pour le brachioradialis. Les deux tracés décroissent en même temps que la force.

Au niveau de l'EMG près, ces caractères sont les mêmes dans le cas des contractions sous-maximales.

B - RELATION FORCE-LONGUEUR DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

La relation force-longueur étant déduite de la relation couple-angle, nous examinerons préalablement les caractères généraux de celle-ci.

I - RELATION COUPLE-ANGLE

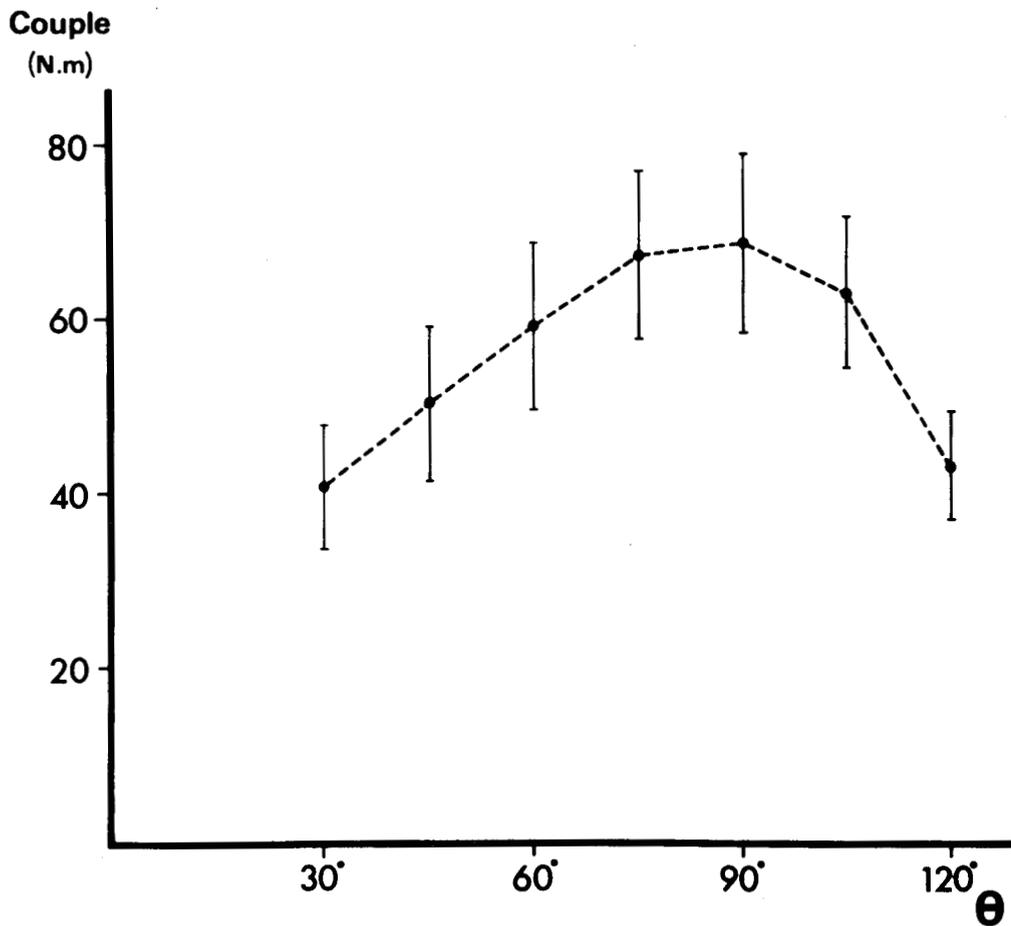
1 - Résultats

A chaque valeur de l'angle de l'articulation correspond une valeur du couple de flexion. Pour ne considérer que l'allure générale de la relation, nous rapportons ici, les moyennes calculées sur les deux séries et sur les cinq sujets.

La figure 26 montre que le couple maximum est développé pour un angle proche de 90° . Les valeurs extrêmes sont de l'ordre de 40 Nm et 70 Nm. Une variation de 30° au-delà de 90° se traduit par une diminution du couple d'environ 38 p.100 alors que cette baisse n'est que de 13 p.100 pour une variation de 30° en-deçà de 90° .

2 - Discussion

La relation couple-angle présente l'allure d'une courbe à maximum, déjà notée par FRANKE (1920). Elle reste valable quelle que soit la position de la main (HUNSICKER, 1965) et fut confirmée à de nombreuses reprises (ELKINS et coll., 1951 ; PROVINS et



- Fig. 26 -

Relation entre le couple maximal de flexion isométrique (C) et l'angle de l'articulation du coude (Θ), compté à partir de l'extension complète.

La valeur de l'écart-type est portée de part et d'autre de chaque valeur moyenne, calculée sur les 5 sujets.

SALTER, 1955 ; WILLIAMS et STUTZMAN, 1959 ; DOSS et KARPOVICH, 1965 ; SMITH, 1968), que le couple soit mesuré dans un plan horizontal (LIBERSON et coll., 1962) ou vertical (BANKOV et JØRGENSEN, 1969). Le couple maximum est développé pour un angle de 90° et décroît plus vite pour les angles supérieurs que pour les angles inférieurs, comme l'avaient déjà constaté LIBERSON et coll. (1962) et FIDELUS (1968).

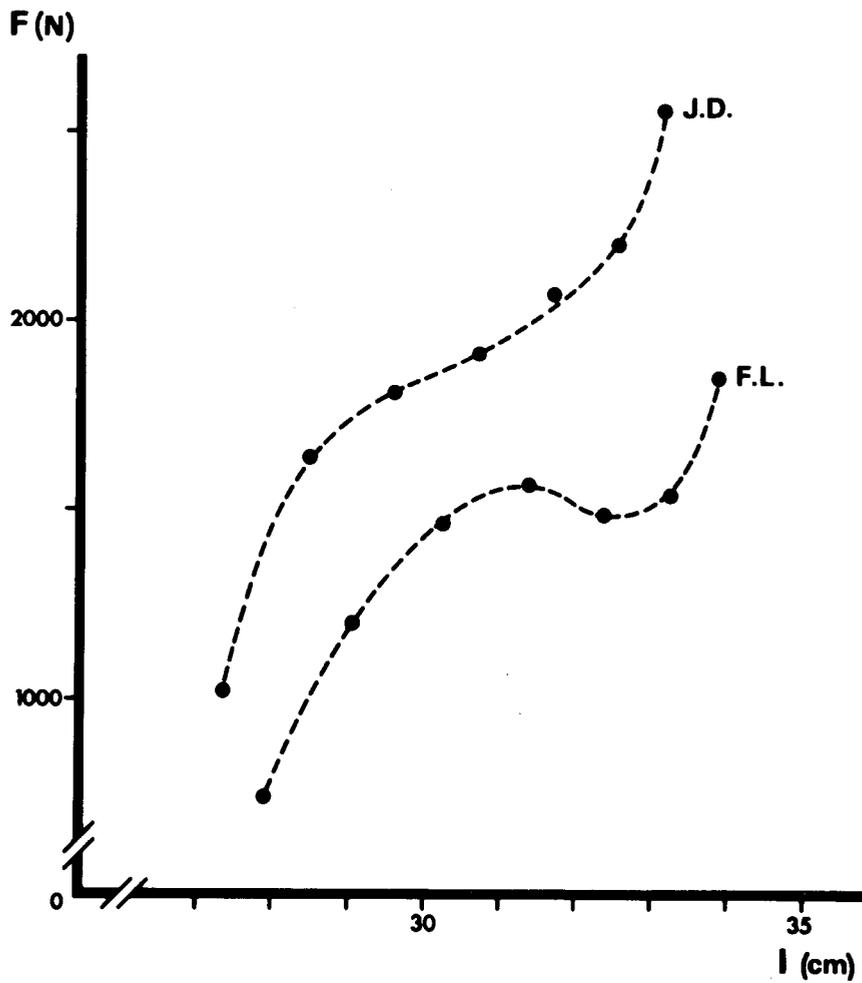
Cependant, la relation couple-angle ne peut rendre compte de la relation force-longueur. Sa forme est en effet très dépendante des variations du bras de levier des différents fléchisseurs.

II - RELATION FORCE-LONGUEUR ISOMETRIQUE

A partir des données précédentes, il est possible de calculer la force F rapportée au fléchisseur équivalent. On effectue ce calcul au moyen de la relation de la figure 13. On peut ainsi tracer un diagramme force-longueur isométrique.

1 - Résultats

Pour chacun des sujets, la valeur la plus élevée de la force est obtenue pour l'angle de 30° et la plus faible pour l'angle de 120° . La force est donc une fonction croissante de la longueur du muscle. La courbe est d'allure sigmoïde, la tangente au point d'inflexion étant, en général, de pente positive. Toutefois, comme le montre la figure 27, pour certains sujets, cette pente peut être négative.



- Fig. 27 -

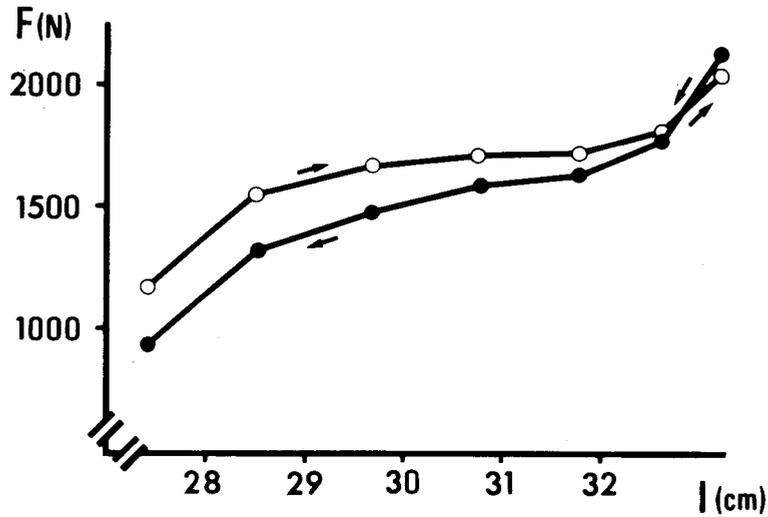
Relation entre la force isométrique du fléchisseur équivalent (F) et sa longueur (l) mesurées sur deux sujets (J.D. et F.L.).

Chaque point représente la moyenne des forces mesurées à longueur croissante et à longueur décroissante du fléchisseur équivalent.

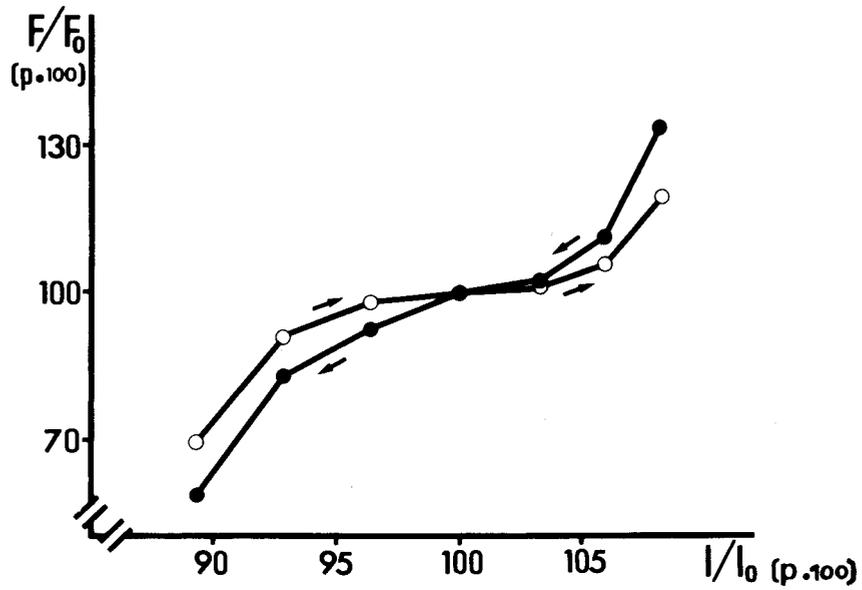
Si l'on examine plus en détail cette relation, on constate que sa forme est liée à l'ordre d'examen des longueurs. La figure 28-a montre la relation force-longueur, calculée sur l'ensemble des sujets, à longueur croissante du fléchisseur équivalent, et à longueur décroissante. On voit que, sauf à la plus grande longueur (c'est-à-dire l'angle de 30°), les forces mesurées consécutivement à un étirement du muscle sont plus élevées que celles mesurées après un raccourcissement. Cependant, dans les deux cas, la relation reste d'allure sigmoïde.

Connaissant la position d'équilibre de l'articulation, à savoir 75 degrés, et considérant la longueur standard du fléchisseur équivalent correspondante (l_0) ainsi que la force standard (F_0) développée à cette longueur, on peut tracer un diagramme $F/F_0 = f(l/l_0)$. La relation ne couvre qu'une faible zone de longueurs, si on la compare aux courbes habituellement établies sur le muscle isolé. Les limites en sont d'environ $0,89 l_0$ à $1,09 l_0$. Ici encore, la relation diffère selon qu'elle est tracée à longueur croissante ou à longueur décroissante (Fig. 28-b).

La courbe moyenne, calculée sur les cinq sujets et sur les deux séries est représentée sur la figure 29. Les écarts-types portés sur cette courbe représentent la variabilité inter-sujet. La courbe est sigmoïde et la tangente aux points d'inflexion est légèrement positive. On voit que, en dépit du fait que forces et longueurs sont rapportées à des valeurs standards, il n'en subsiste pas moins une certaine variabilité.



a



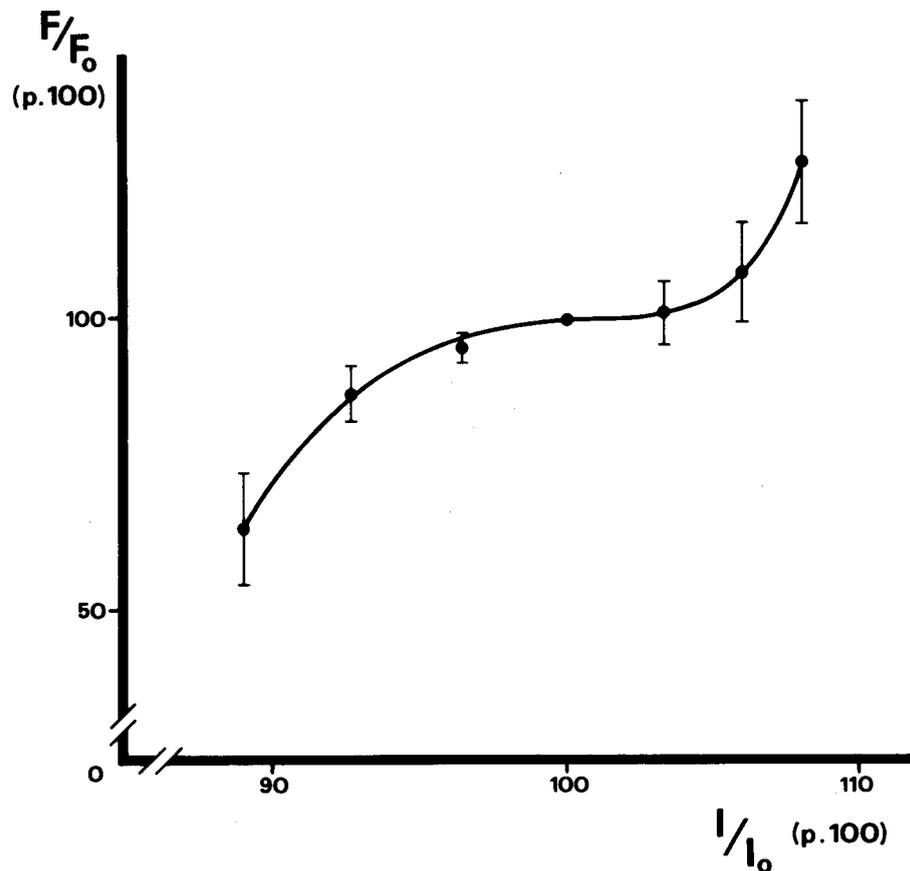
b

- Fig. 28 -

Relation force-longueur isométrique déterminée pour des longueurs croissantes du fléchisseur équivalent (O) et pour des longueurs décroissantes (●).

Chaque point correspond à la moyenne calculée sur les cinq sujets.

Les longueurs et les forces ont été exprimées en valeurs absolues (a) et en valeurs relatives (b), c'est-à-dire à la longueur standard (l_0) et à la force isométrique correspondante (F_0).



- Fig. 29 -

Relation force-longueur isométrique du fléchisseur équivalent.

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne, calculée sur les cinq sujets.

La force retenue pour chaque sujet est la moyenne des mesures effectuées à longueur croissante et à longueur décroissante.

2 - Discussion

Il faut tout d'abord noter que si l'allure de la relation force-longueur peut varier d'une espèce à l'autre, voire d'un muscle à un autre (TARDIEU et coll., 1970), nous avons également constaté des différences non négligeables d'un sujet à un autre, alors qu'il s'agit de la même préparation. De plus, l'histoire antérieure du muscle semble également avoir des effets importants sur cette relation, comme le montrent les relations établies à longueur croissante et à longueur décroissante.

Une constatation semblable avait déjà été effectuée par AUBERT et coll. (1951) sur le muscle isolé. Ces auteurs avaient suggéré l'intervention d'un phénomène d'hystérésis. Toutefois, il est à noter que l'on devait plutôt s'attendre, dans cette hypothèse, à ce que les forces mesurées en longueur décroissante fussent systématiquement plus faibles que celles mesurées à des longueurs croissantes. D'après la figure 28-a, on voit que seules les valeurs mesurées à la plus grande longueur du fléchisseur équivalent ne remplissent pas cette condition, la différence restant toutefois très faible.

L'explication de ce phénomène reste cependant assez vague. S'agit-il réellement d'un phénomène d'hystérésis, au sens strict du terme ? Il pourrait s'agir des effets d'un amortissement de type visqueux à constante de temps longue ou plus simplement de forces de frictions entre l'actine et la myosine, comme pourraient le suggérer la théorie des filaments glissants établie par HUXLEY et NIEDERGERKE (1954) et HUXLEY (1957).

Il reste cependant que la relation est bien d'allure sigmoïde. WILKIE (1950) considère la force horizontale (parallèle au bras) développée au cours d'un effort de flexion et mesurée au niveau du

poignet. Il met en relation cette force avec l'angle de l'articulation du coude. Le diagramme qu'il obtient présente une allure approximativement sigmoïde, mais nettement plus "plat" que le nôtre. Ses résultats restent cependant compatibles avec les nôtres : en effet, le fait de porter l'angle de l'articulation en abscisse respecte la forme du tracé force-longueur aux alentours de 90° , mais "dilata" l'allure de ce tracé lorsqu'on s'éloigne de cet angle.

En conclusion, il apparaît que la relation force-longueur du fléchisseur équivalent est d'allure comparable aux relations antérieurement déterminées, tant sur le muscle isolé que sur le muscle in situ. Ce résultat ne peut être imputé aux propriétés mécaniques du fléchisseur équivalent que dans la mesure où l'on peut s'assurer que l'activation des fléchisseurs est effectivement maximale ou, à tout le moins, constante, pour toutes les longueurs explorées. Un examen attentif des activités électromyographiques de ces muscles est donc nécessaire.

C - EXAMEN DU NIVEAU D'ACTIVITE MUSCULAIRE

L'examen du niveau d'activité musculaire se fait en prenant comme indice l'EMG intégré, pour des raisons exposées dans l'introduction de ce mémoire. Comme la force du fléchisseur équivalent est la résultante de l'ensemble des fléchisseurs, nous considèrerons le plus souvent la somme des EMG intégrés des deux fléchisseurs explorés.

Enfin, si l'on raisonne sur des valeurs moyennes de l'EMG, c'est que l'on se propose de discuter la signification de la relation force-longueur isométrique, non dans ses différences inter-individuelles mais dans sa généralité.

I - NIVEAU DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE EN CONTRACTION MAXIMALE

Les électromyogrammes intégrés du biceps et du brachio-radialis ont été mesurés dans la phase de maintien du couple constant et rapportés à l'unité de temps. Ils sont désignés par le symbole \dot{Q} .

1 - Examen des EMG intégrés

a) Biceps brachii

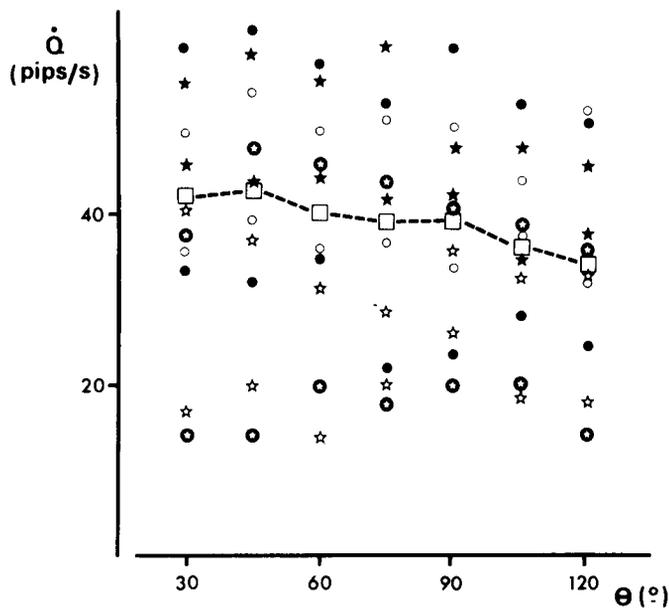
Pour des raisons développées par LESTIENNE (1971), ce muscle est considéré comme représentatif de l'ensemble biceps et brachialis.

La figure 30-a représente l'EMG intégré du biceps (\dot{Q}_B) exprimé en pips par seconde, pour les différentes positions de l'articulation. A chaque angle correspondent dix valeurs, c'est-à-dire deux examens par sujet.

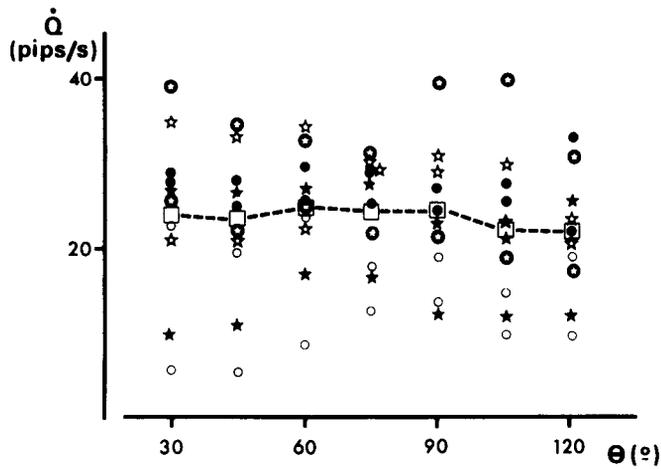
On constate tout d'abord que la dispersion est grande. Il est évident que cette dispersion pourrait, dans une certaine mesure, être expliquée par des arguments d'ordre technique. Si la résistance cutanée doit vraisemblablement être tenue pour négligeable, vu la haute impédance d'entrée des amplificateurs, il reste que la méthode de dérivation bipolaire que nous utilisons entraîne, lors des modifications de longueur du muscle, une variation du volume conducteur qu'il ne nous est pas possible de maîtriser. De plus, d'un examen à un autre, la position des électrodes peut varier légèrement. D'autres possibilités d'explication de cette dispersion peuvent être d'ordre physiologique. La force du biceps peut varier selon les sujets et peut dépendre également de modifications de la posture ou de mouvements associés (DE VRIES, 1968).

Nous n'avons pu pallier cette dispersion par l'utilisation du kilo.statique.seconde (BOUISSET et coll., 1963), cette unité ne pouvant être définie que pour une longueur donnée du muscle.

La moyenne, calculée pour chaque angle, sur les cinq sujets, décroît légèrement lorsque l'angle croît, c'est-à-dire lorsque la longueur décroît. Le simple examen du graphique montre que les différences ne sont pas significatives. La tendance est toutefois nette.



a



b

- Fig. 30 -

Electromyogrammes intégrés (pips/s) de la contraction isométrique maximale pour différents angles (Θ) de l'articulation du coude.

a : biceps ; b : brachioradialis

☆ : F.B. ; ○ : J.C.C. ; ● : J.D. ; ⊗ : F.G. ; ★ : F.L.

La moyenne, calculée sur les cinq sujets, est représentée par le symbole □ .

b) Brachioradialis

Pour des raisons également exposées par LESTIENNE (1971), ce muscle est considéré comme représentatif des fléchisseurs situés dans l'avant-bras. Le graphique de la figure 30-b est tracé de la même façon que celui de la figure 30-a.

La dispersion relative des valeurs de \dot{Q}_{BR} paraît analogue à celle des valeurs de \dot{Q}_B . Il existe également une décroissance de \dot{Q}_{BR} quand l'angle croît. Toutefois, cette décroissance est nettement moins marquée que pour le biceps.

c) Comparaison des EMG intégrés du biceps et du brachioradialis

Les rapports \dot{Q}_B/\dot{Q}_{BR} , calculés pour chaque angle, ont été regroupés dans le tableau VI, où l'on a également reporté les valeurs moyennes de \dot{Q}_B et \dot{Q}_{BR} , ainsi que $\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$.

Ce rapport décroît légèrement lorsque l'angle croît, mais, compte tenu de la dispersion des valeurs de \dot{Q}_B et \dot{Q}_{BR} , ne présente pas de variation significative.

2 - Discussion

Les résultats obtenus sur l'EMG intégré indiquent une tendance à la décroissance en ce qui concerne, à tout le moins, le biceps. On se trouve ainsi placé devant une alternative :

- . ou l'EMG intégré représente bien le niveau d'activation du muscle et, alors, il y a diminution de celui-ci lorsque l'angle de l'articulation se ferme. Dès lors, la relation

| θ° | 30 | 45 | 60 | 75 | 90 | 105 | 120 |
|----------------------|------|------|------|------|------|------|------|
| $\dot{Q}B$ | 42 | 43 | 40 | 39 | 39 | 36 | 34 |
| $\dot{Q}BR$ | 24 | 23 | 25 | 24 | 24 | 22 | 22 |
| $\dot{Q}B/\dot{Q}BR$ | 1.75 | 1.87 | 1.60 | 1.63 | 1.63 | 1.64 | 1.55 |
| $\dot{Q}B+\dot{Q}BR$ | 66 | 66 | 65 | 63 | 63 | 58 | 56 |

Tableau VI

Electromyogrammes intégrés (pips/seconde) du biceps ($\dot{Q}B$) et du brachioradialis ($\dot{Q}BR$), pour les différentes positions de l'articulation du coude (θ), au cours de la contraction isométrique maximale .

On a également reporté sur ce tableau le rapport des EMG ($\dot{Q}B/\dot{Q}BR$) ainsi que leur somme ($\dot{Q}B+\dot{Q}BR$).

Moyennes calculées sur les cinq sujets et les deux examens.

force-longueur du fléchisseur équivalent ne reflète pas uniquement les propriétés mécaniques musculaires.

ou le niveau d'activation du muscle reste bien constant et maximal quelle que soit l'ouverture articulaire et c'est alors l'EMG de surface dont la relation avec le niveau d'activation a pu varier de ce fait.

a) Modifications du volume conducteur

La décroissance de \dot{Q}_B et \dot{Q}_{BR} que nous observons pourrait, comme nous l'avons déjà évoqué, provenir de la variation du champ musculaire exploré par les électrodes de détection. Leur position par rapport au muscle peut varier avec les modifications de forme que celui-ci présente lorsque l'angle de l'articulation change. On sait en effet que le signal recueilli par les électrodes est lié à la distance relative entre l'unité motrice et l'électrode.

b) Inhibition liée à la fermeture articulaire

Bien que la main soit fermement fixée en semi-pronation, on ne peut éliminer, a priori, l'influence de la dualité fonctionnelle du biceps et du brachioradialis. Ces muscles sont à la fois fléchisseurs du coude et supinateurs de la main (DUCHENNE de BOULOGNE, 1867). De plus, des régulations réflexes sont susceptibles de modifier le niveau d'activation du muscle, que leur point de départ soit le muscle lui-même ou les muscles antagonistes.

- mouvements de prono-supination

Il est généralement admis que le couple maximum de flexion du coude est plus élevé lorsque l'avant-bras et la main sont en supination

qu'en pronation, pour tous les angles de flexion du coude. La variation serait de l'ordre de 20 p.100 selon WELLS (1950) et de 15 à 25 p.100 selon BANKOV et JØRGENSEN (1969). Selon ces derniers, la différence entre pronation et supination décroît lorsque l'angle de l'articulation croît. Le fait que nous ayons immobilisé la main en semi-pronation doit nous permettre d'écarter l'éventualité d'une sous-estimation du couple liée à la pronation.

- inhibition liée à l'étirement des extenseurs

La longueur des extenseurs, principalement le triceps, croît avec l'angle de l'articulation. De ce fait, la mise en jeu des fuseaux neuromusculaires de ces extenseurs doit entraîner, par innervation réciproque, une inhibition des fléchisseurs. On pourrait ainsi expliquer que, pour les valeurs élevées de Θ , une légère décroissance des EMG du biceps et du brachioradialis apparaît. Toutefois, on devrait s'attendre à observer simultanément une augmentation de l'EMG du triceps. Bien que nous ne disposions pas de l'EMG intégré de cet extenseur, il n'est pas apparu, à l'observation des EMG de surface, que le niveau d'activité varie en fonction de l'angle.

En conséquence, le fait que les EMG intégrés du biceps et du brachioradialis décroissent légèrement lorsque l'angle de l'articulation croît pourrait simplement correspondre à une diminution du volume conducteur, pour autant que cette variation soit significative. Il faut d'ailleurs noter que, selon BANKOV et JØRGENSEN (1969), on constaterait une augmentation de l'EMG du brachioradialis et, à un degré moindre du biceps pour excursion angulaire du même ordre que la nôtre.

La relation force-longueur isométrique du fléchisseur équivalent serait donc une relation caractéristique du muscle in situ.

II - RELATIONS FORCE-LONGUEUR EN ACTIVATION SOUS-MAXIMALE

Un élément de discussion permettant d'argumenter le rapport entre le niveau d'activation et l'EMG intégré peut être apporté par l'examen des relations entre EMG intégré, force et longueur pour des contractions sous-maximales. En d'autres termes, il s'agit de s'assurer que l'EMG intégré peut constituer un indice satisfaisant du niveau d'activation et l'allure des relations force-longueur sous-maximales est alors considérée comme critère de cette étude.

Enfin, comme on le verra plus loin, l'étude du mouvement sur un modèle nécessitera l'utilisation d'un signal d'entrée, représentatif de l'activation.

1 - Principe de la méthode

Il est possible d'examiner la relation force-longueur pour des niveaux d'activation sous-maximaux, si l'on dispose pour chaque position de l'articulation, des valeurs des électromyogrammes intégrés mesurées au cours du maintien statique de couples sous-maximaux de valeur connue.

On peut alors tracer, pour chaque longueur du fléchisseur équivalent, la courbe reliant l'électromyogramme intégré à la force. Afin de tenir compte de l'activité de l'ensemble des fléchisseurs

du bras, - représentés par le biceps (\dot{Q}_B) - et des fléchisseurs de l'avant-bras, - représentés par le brachioradialis (\dot{Q}_{BR}), - nous avons considéré la relation :

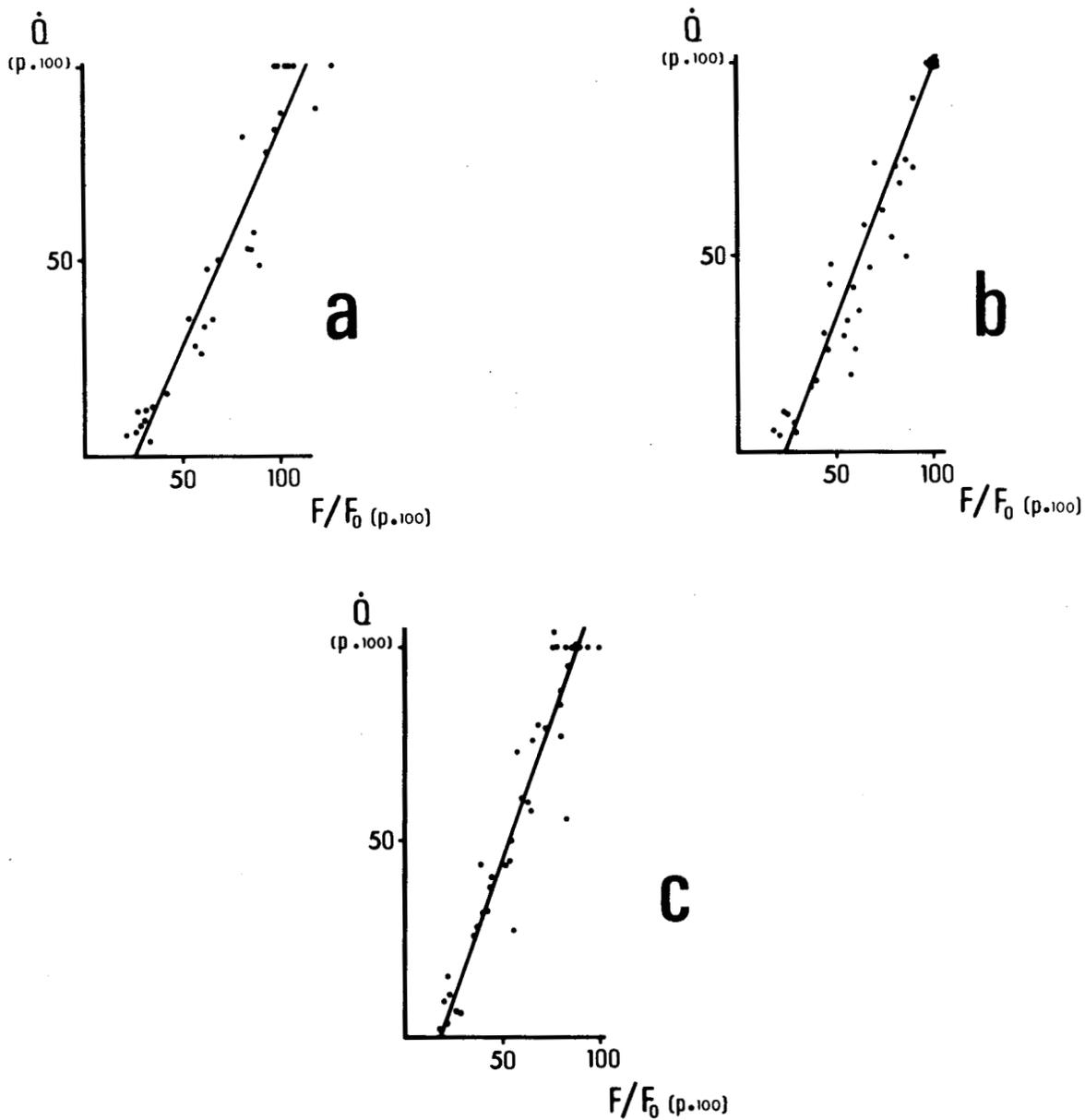
$$\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR} = f(F)$$

Pour chaque angle de l'articulation, on dispose de la somme $\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$, qui correspond à la contraction maximale. Afin d'éliminer l'influence éventuelle d'une modification du volume conducteur, et de regrouper les résultats obtenus sur les cinq sujets examinés, nous avons considéré cette valeur maximale de $\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$ comme étant égale à 100 p.100 ; les valeurs correspondant aux activités sous-maximales ont été exprimées en p.100 de cette valeur. De même, toutes les valeurs de force ont été exprimées en p.100 de la force isométrique maximale développée par chaque sujet à l'angle de 75°, c'est-à-dire à l'angle d'équilibre de l'articulation.

2 - Résultats

On obtient, pour chaque longueur du fléchisseur équivalent, c'est-à-dire pour chaque angle de l'articulation, un nuage de points auquel on ajuste une droite de régression (Fig.31). La corrélation, calculée pour chaque angle, est toujours supérieure à .80 et les pentes des droites de régression sont significativement différentes.

Compte tenu de la valeur élevée du coefficient de corrélation, nous admettrons que, dans les limites de force considérées (30 à 100 p.100 de la force maximale), la relation est linéaire, bien que l'examen attentif des graphiques semble suggérer que cette relation soit légèrement curvilinéaire.



- Fig. 31 -

Relations entre les électromyogrammes intégrés ($\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$) des fléchisseurs et la force isométrique développée par le fléchisseur équivalent (F).

Les valeurs de $\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$ sont les valeurs individuelles des 5 sujets, pour trois positions de l'articulation du coude :

- a : $\Theta = 45^\circ$
- b : $\Theta = 75^\circ$
- c : $\Theta = 105^\circ$

Explications dans le texte.

Nous avons regroupé ces relations sur les figures 32-a (longueurs croissantes du fléchisseur équivalent) et 32-b (longueurs décroissantes). Etant donné que le coefficient de corrélation est élevé et qu'il n'est pas toujours possible de représenter les deux droites de régression pour chaque condition d'angle, nous avons tracé leur bissectrice.

On peut constater sur les figures 32-a et 32-b que la pente de la droite croît avec la position angulaire de l'articulation du coude. La même remarque peut évidemment être faite si l'on considère les droites moyennes calculées entre les séries à longueur croissante et à longueur décroissante (Fig. 32-c). Les pentes en sont indiquées dans le tableau VII.

Il est donc possible de déterminer, pour des niveaux de l'EMG sous-maximaux (de 50 p.100 à 90 p.100), les relations force-longueur du fléchisseur équivalent. Afin de regrouper les résultats obtenus sur les différents sujets, la longueur (l) du fléchisseur équivalent a été rapportée à la longueur standard (l_0) déterminée au chapitre II. Ces relations sont représentées sur la figure 33. De plus, nous avons reporté, sur cette figure, les relations force-longueur maximales de la figure 28-b, c'est-à-dire pour un niveau d'EMG de 100 p.100.

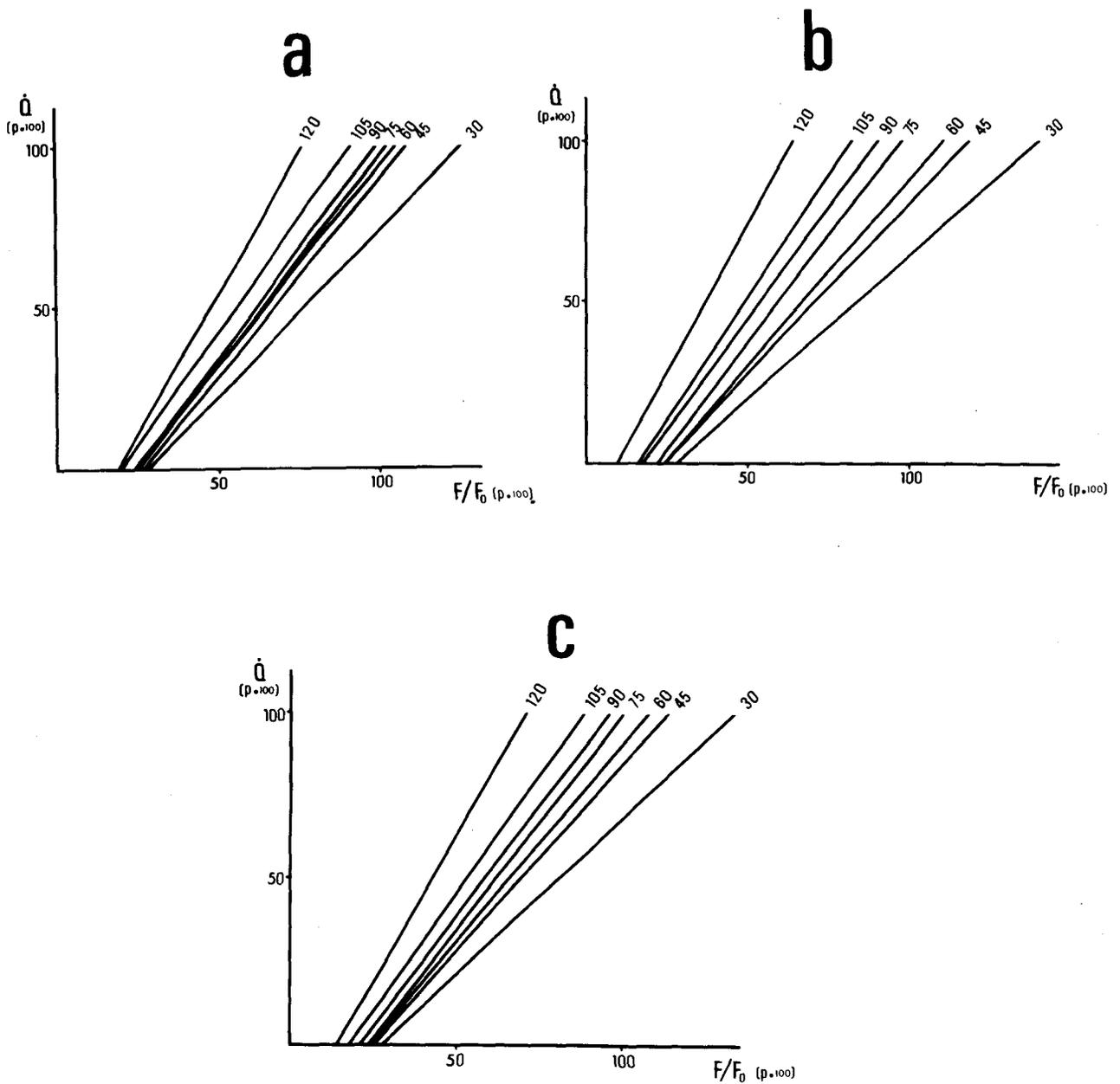
Les courbes force-longueur sous-maximales ont, comme la relation obtenue en contraction maximale, une allure sigmoïde. La force décroît avec la longueur, que les mesures soient effectuées à longueur croissante (Fig. 33-a) ou à longueur décroissante (Fig. 33-b). Toutefois, pour la longueur la plus courte, les tracés correspondant aux niveaux d'EMG de 90 p.100 et 100 p.100 se croisent. Il est

| Θ | Equation | r |
|----------|--------------------------------|-----|
| 30 | $\dot{Q} = 94.5 F/F_0 - 26.18$ | .96 |
| 45 | $\dot{Q} = 113.1F/F_0 - 28.51$ | .96 |
| 60 | $\dot{Q} = 119.9F/F_0 - 28.93$ | .95 |
| 75 | $\dot{Q} = 130.6F/F_0 - 28.15$ | .94 |
| 90 | $\dot{Q} = 133.5F/F_0 - 28.15$ | .96 |
| 105 | $\dot{Q} = 142.3F/F_0 - 25.27$ | .93 |
| 120 | $\dot{Q} = 176.1F/F_0 - 24.50$ | .81 |

Tableau VII

Equations des relations entre l'EMG intégré (\dot{Q}) du biceps et du brachioradialis, et la force du fléchisseur équivalent (F/F_0), pour différents angles de l'articulation du coude (Θ), exprimés en degrés.

Il s'agit des droites moyennes calculées à angles croissants et à angles décroissants, sur les cinq sujets.

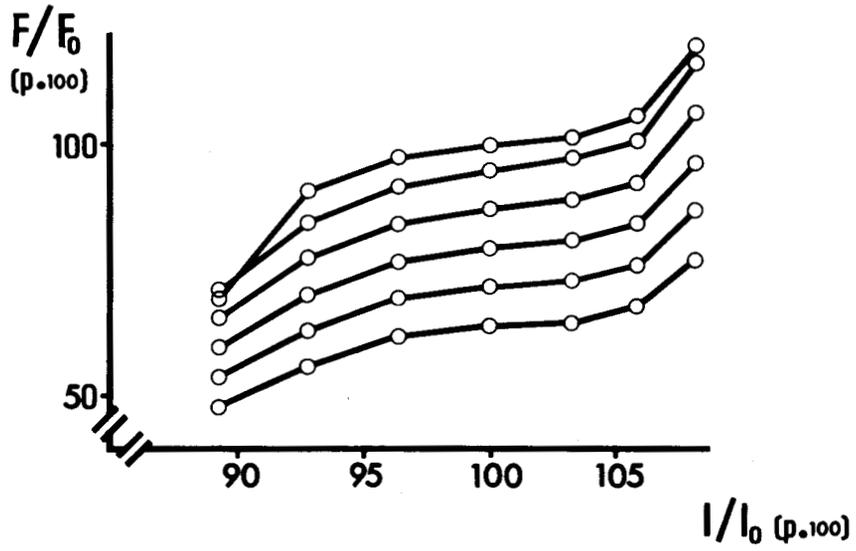


- Fig. 32 -

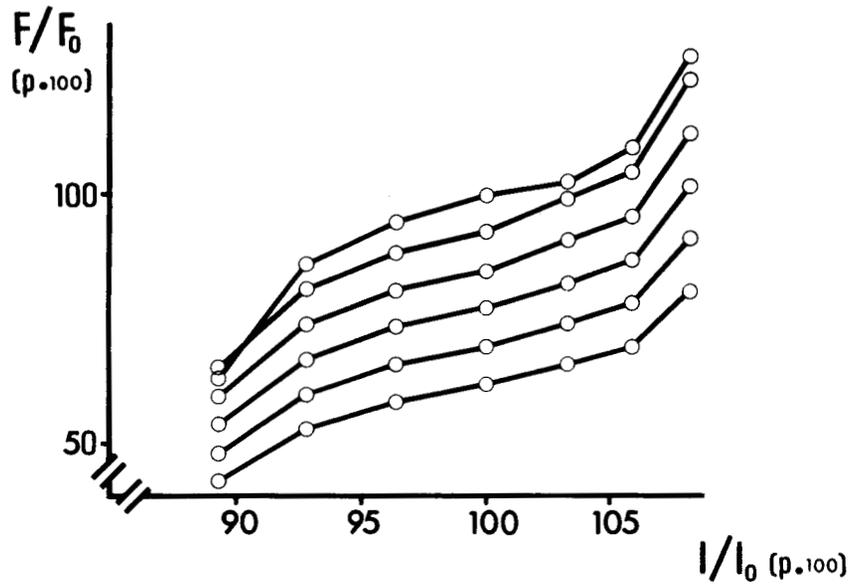
Relations entre les électromyogrammes intégrés ($\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$) des fléchisseurs et la force isométrique développée par le fléchisseur équivalent (F/F_0) pour les différentes positions de l'articulation (de 30 à 120 degrés).

- a : série à longueurs croissantes du fléchisseur équivalent
- b : série à longueurs décroissantes du fléchisseur équivalent
- c : moyenne des séries a + b

Explications dans le texte.



a



b

- Fig. 33 -

Relations force-longueur isométriques du fléchisseur équivalent en activation maximale et sous-maximale.

De bas en haut : niveaux d'activation de 50 p.100 à 100 p.100 de l'activation maximale.

Moyennes calculées sur les 5 sujets :

- a : à longueurs croissantes du fléchisseur équivalent
- b : à longueurs décroissantes du fléchisseur équivalent.

vraisemblable que cette légère incohérence des résultats est due, d'une part aux erreurs expérimentales et, d'autre part au fait que la curvilinearité de la relation EMG-force est plus marquée à cette longueur et que les résultats sont plus dispersés, comme le montre le coefficient de corrélation reporté sur le tableau VII.

Ainsi, l'allure de la relation force-longueur isométrique, déterminée pour des niveaux d'EMG maximaux resterait valable pour les niveaux sous-maximaux.

3 - Discussion

Les résultats que nous venons d'exposer, montrent une triple relation entre l'électromyogramme intégré, la force et la longueur. De l'examen de la littérature, il ressort que si la relation entre l'EMG et la force n'a jamais été contestée, l'éventuelle influence de la longueur apparaît moins nettement. Nous discuterons successivement ces deux aspects de la question. Simultanément, nous examinerons la validité de l'EMG en tant qu'indice du niveau d'activation.

a) Relation entre l'EMG intégré et la force

Dès 1952, LIPPOLD montre une relation linéaire entre l'EMG intégré et la force, relation qui a été récemment confirmée par MESSIER et coll. (1969). Toutefois, MIYASHITA et coll. (1969), après avoir considéré cette relation comme linéaire, lui attribuaient une forme curvilinearité (MIYASHITA et coll., 1970). La pente de la relation augmenterait avec la force, confirmant ainsi les observations de VREDENBREGT et KOSTER (1966). KURODA et coll. (1970) ont précisé que la relation était linéaire jusqu'à 75 p.100 de la force

maximale, puis que la pente augmentait, traduisant une relation exponentielle. Ces auteurs présentent un tableau comparatif où ils montrent que la forme de la relation EMG-force pouvait être liée au type de muscle étudié, à sa longueur, à la technique d'intégration, etc...

On peut, en effet, expliquer cette curvilinearité par des arguments d'ordre technique et d'ordre physiologique.

Les relations que nous avons tracées (Fig.32) présentent une légère curvilinearité, qui est comparable, bien que moins accentuée, à celle observée par VREDENBREGT et KOSTER (1966). Dans les deux cas, il s'agit d'une intégration vraie de l'EMG. Or, la conception d'un intégrateur est telle que l'on définit un seuil d'intégration afin d'isoler le signal EMG du bruit de fond qui l'accompagne. De ce fait, l'intégration des faibles signaux se trouve minimisée par rapport à celle des signaux de plus grande amplitude. Le fait que les droites de régression tracées sur la figure 32 présentent une ordonnée à l'origine très importante pourrait être dû, au moins en partie, à ce seuil d'intégration.

Un argument d'ordre physiologique a été suggéré par BIGLAND et LIPPOLD (1964). La curvilinearité, variable suivant les muscles étudiés, pourrait être liée au fait que la présence de longs tendons a pour effet, au cours d'une contraction isométrique, de permettre un raccourcissement non négligeable de l'élément contractile, et, par conséquent, de situer cet élément en des points différents de la relation force-longueur. On ne peut exclure à ce sujet que certains fléchisseurs du coude, tel le brachioradialis, puissent faire l'objet d'une hypothèse de cet ordre. Il n'en est que plus justifié de

considérer la somme des EMG de deux fléchisseurs.

Que la relation EMG-force soit considérée comme linéaire ou curvilinéaire, elle doit nécessairement, compte-tenu de la relation force-longueur, être liée à la longueur du muscle.

b) Relation entre l'EMG intégré et la longueur

Si l'on peut établir, pour le muscle in situ, une relation EMG-force pour une gamme de force allant de zéro à la force isométrique maximale, l'influence de la longueur est plus difficile à détecter, particulièrement si l'on n'explore qu'une zone de longueur relativement réduite et si, de surcroît, cette zone correspond au plateau de la relation force-longueur.

C'est peut-être pour cette raison que MESSIER et coll. (1969), dans des conditions expérimentales difficiles à exploiter (co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs) n'ont pu détecter que la relation EMG-force. La méthode statistique qu'ils ont utilisée conduit à une dispersion non négligeable des valeurs de la relation EMG-force, mais ne permet pas de mettre en évidence, dans une plage assez réduite de l'articulation, l'influence de la longueur.

Les résultats rapportés par BOTTOMLEY et coll. (1963) suggéraient que la pente de la relation EMG-force variait avec l'angle de l'articulation, ce qui semble correspondre à certaines observations de LIBERSON et coll. (1962). Toutefois, il s'agissait de mouvements pour lesquels la stabilisation de l'articulation de l'épaule n'était pas strictement assurée et par conséquent, la mise en jeu du biceps, seul muscle considéré dans la relation, pouvait ne pas être uniquement limitée à la mobilisation de l'articulation du coude.

Par contre, VREDENBREGT et KOSTER (1966), à partir de contractions isométriques de flexion du coude, exécutées dans un plan vertical, ont montré que la relation EMG-force était sensible à l'angle de l'articulation. Nos résultats, obtenus en l'absence de pesanteur, c'est-à-dire dans un plan horizontal, confirment la relation EMG-longueur et apportent, sous l'hypothèse de la constance du niveau d'activation dans la contraction maximale, un argument en faveur de la signification de l'EMG en tant que niveau d'excitation du muscle.

Les observations d'ADRIAN et BRONK (1928) suggéraient une relation "proportionnelle" entre la fréquence de stimulation et la force. Aussi, compte tenu de nos propres observations et de celles de BROWN et BURNS (1949), il semble justifié de considérer que l'électromyogramme de surface est un indice satisfaisant du niveau d'excitation du muscle.

En résumé à ce chapitre, il apparaît que la relation force-longueur isométrique du fléchisseur équivalent, d'allure sigmoïde, présente les caractères essentiels de la relation force-longueur du muscle isolé.

L'étude des électromyogrammes des fléchisseurs, considérés comme indice du niveau d'excitation, montre une relative constance de ce niveau dans le cas de la contraction maximale et dans les limites de longueur explorées. Il en résulterait que la relation force-longueur du fléchisseur équivalent traduit une propriété caractéristique du muscle.

A partir de la relation entre l'EMG et la force, on peut tracer, pour des niveaux d'EMG sous-maximaux, un ensemble de relations force-longueur du fléchisseur équivalent. La cohérence des résultats confirme la valeur significative de l'EMG en tant qu'indice du niveau d'excitation.

- Chapitre IV -

CONTRACTION ANISOMETRIQUE MAXIMALE

| | |
|--|-----|
| A - PROTOCOLE ET DESCRIPTION DES ENREGISTREMENTS | 106 |
| I - Protocole | 106 |
| II - Electromyogrammes | 107 |
| 1. Triceps | 107 |
| 2. Biceps et brachioradialis | 107 |
| III - Variables mécaniques | 108 |
| 1. Tracés d'accélération et de force | 108 |
| 2. Tracés de déplacement angulaire et de raccourcissement du fléchisseur équivalent | 109 |
| 3. Tracés de vitesse angulaire et de vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent | 109 |
| B - PROPRIETES DU MOUVEMENT MAXIMAL | 111 |
| I - Relations entre les variables du mouvement et l'inertie | 111 |
| 1. Durée du mouvement | 111 |
| 2. Vitesse angulaire maximale | 112 |
| 3. Accélération angulaire maximale | 113 |
| 4. Relation entre les valeurs maximales de la vitesse et de l'accélération angulaires | 113 |
| 5. Travail externe | 113 |
| 6. Puissance moyenne | 114 |
| II - Etude des EMG intégrés des fléchisseurs | 115 |
| 1. L'EMG pendant la durée totale du mouvement | 115 |
| a) participation relative des fléchisseurs | 116 |
| b) appréciation globale de l'activité du groupe des fléchisseurs | 117 |
| c) relation entre l'EMG et le travail | 117 |
| 2. L'EMG pendant la phase de croissance de la force | 119 |
| 3. Conclusions | 120 |

| | |
|---|-----|
| C - RELATIONS ENTRE VARIABLES MECANQUES DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE | 121 |
| I - Relation force-vitesse | 121 |
| 1. Position du problème | 121 |
| 2. Relation force-vitesse instantanée | 123 |
| a) résultats | 123 |
| b) discussion | 124 |
| 3. Conséquences de la relation force-vitesse | 125 |
| a) vitesse maximale de raccourcissement et conditions d'exécution du mouvement | 125 |
| b) relation puissance-vitesse instantanée | 127 |
| II - Etude de la phase de croissance de la force | 128 |
| 1. Position du problème | 128 |
| 2. Principe de l'étude | 129 |
| 3. Résultats | 130 |
| 4. Discussion | 131 |

Lorsqu'un muscle se contracte au cours d'un mouvement anisométrique, sa vitesse de raccourcissement croît jusqu'à une valeur maximale qui dépend de l'inertie déplacée, de l'amplitude du mouvement et de la géométrie musculo-squelettique. Corrélativement, la force qu'il développe à chaque instant décroît. On sait, en effet, que la relation force-vitesse postule que, si on laisse le muscle se raccourcir à une vitesse donnée, il lui correspond une force développée approximativement constante. On peut ainsi être conduit à se demander si la relation force-vitesse est une propriété instantanée du muscle, comme il avait été suggéré par HILL (1940). Dans le cas particulier du mouvement monoarticulaire volontaire contre inertie, la masse équivalente opposée au muscle varie continuellement au cours du mouvement. On ne peut donc, dans ces conditions, assurer le caractère isotonique habituellement retenu pour l'étude du muscle isolé.

C'est pourquoi, nous nous proposons ici, à partir d'une étude du mouvement maximal et volontaire de flexion du coude, d'examiner la relation entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse du fléchisseur équivalent.

Afin de vérifier le caractère maximal du mouvement, nous commencerons par une étude des propriétés du mouvement.

A - PROTOCOLE ET DESCRIPTION
DES ENREGISTREMENTS

I - PROTOCOLE

Il s'agit de flexions maximales et volontaires dont l'angle de départ est de 30 degrés et l'angle d'arrivée de 120 degrés. Ces mouvements sont exécutés contre l'inertie du seul dispositif ergométrique ($I = 0,118 \text{ m}^2\text{kg}$) et contre des inerties additionnelles ($0,231 - 0,330 - 0,441 - 0,651$ et $1,115 \text{ m}^2\text{kg}$). Deux séries de mouvements ont été exécutées par chaque sujet avec inversion de l'ordre de présentation des inerties.

Il a été demandé aux sujets de développer un effort maximum aussi rapidement que possible et de maintenir cet effort jusqu'à percussio n d'une butée de sécurité placée en fin de mouvement. Cette butée a été réalisée au moyen d'un amortisseur à huile auquel est adjoint, en série, un ressort travaillant en compression. Cet amortisseur agit normalement à la fin de la trajectoire de la surcharge. Cette précaution élimine toute appréhension de la part du sujet et réduit au minimum les contraintes sur l'axe de rotation du dispositif ergométrique et de celui du coude.

Dans chacune des deux séries expérimentales, et pour chaque sujet, cinq mouvements ont été enregistrés dans chaque condition d'inertie. Parmi ceux-ci, seul a été retenu le mouvement qui répondait aux critères suivants : a) il présente les valeurs les plus élevées de vitesse et de force ; b) il présente la valeur la plus élevée de

vitesse de croissance de la force et des électromyogrammes des fléchisseurs ; c) l'amplitude des électromyogrammes des fléchisseurs reste constante jusqu'à la fin du mouvement ; d) l'électromyogramme du triceps est faible et aucune bouffée d'activité ne doit apparaître avant la fin du mouvement.

Une fois les dispositifs d'enregistrement mis en marche, le sujet choisit librement le début du mouvement et l'enregistrement est poursuivi jusqu'après la percussion.

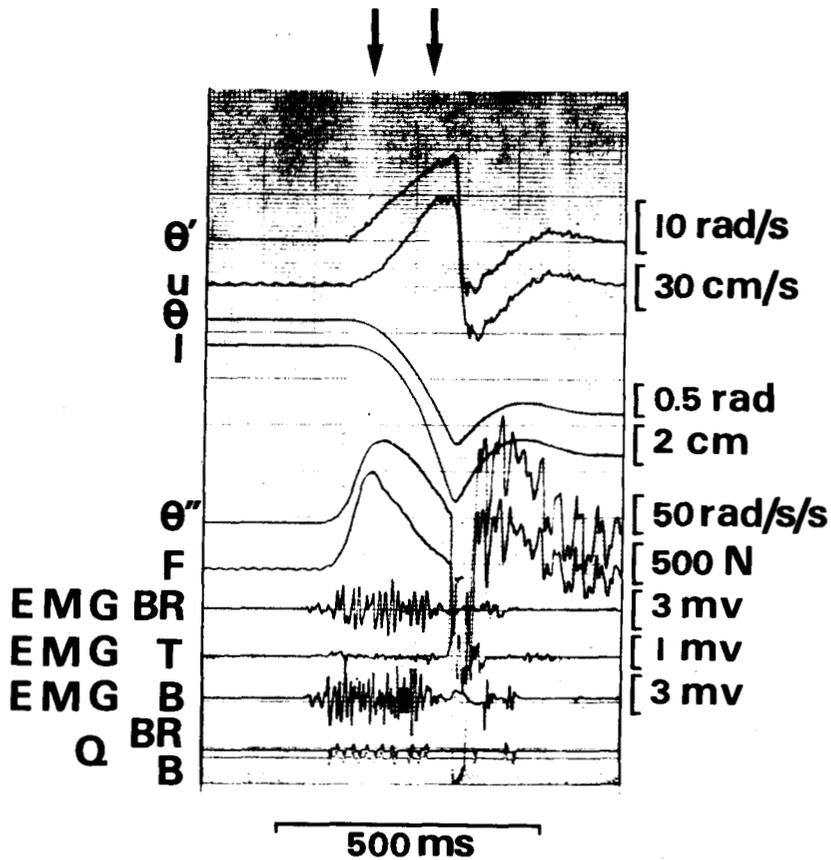
II - ELECTROMYOGRAMMES

1 - Triceps

Comme le montre la figure 34, l'activité électromyographique du triceps est de faible amplitude et reste constante pendant toute la durée du mouvement. Elle débute avec celle des fléchisseurs et correspond vraisemblablement à une co-contraction en relation avec la fixation de l'articulation.

2 - Biceps et brachioradialis

Les électromyogrammes des fléchisseurs commencent avant le début des phénomènes mécaniques. L'antéposition des EMG sur les tracés mécaniques, mesurée pour l'inertie la plus faible, est d'environ 56 ms (moyenne calculée sur les cinq sujets). L'amplitude des électromyogrammes des fléchisseurs reste sensiblement constante pendant la presque totalité du mouvement, et permet de discerner deux phases essentielles : une phase de croissance correspondant vraisemblablement au recrutement progressif des unités motrices, puis une phase d'amplitude constante qui se poursuit jusqu'à la percussion.



- Fig. 34 -

Enregistrement d'un mouvement maximal de flexion.

Sujet F.B. (Inertie : $0.441 \text{ m}^2.\text{kg}$)

De haut en bas :

- vitesse angulaire (θ')
- vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent (u)
- déplacement angulaire (θ)
- longueur du fléchisseur équivalent (l)
- accélération angulaire (θ'')
- force du fléchisseur équivalent (F)
- électromyogrammes de surface du brachioradialis (BR) du triceps (T) et du biceps (B)
- électromyogramme intégrés du brachioradialis (BR) et du biceps (B)

La partie du mouvement retenue pour le calcul de la relation force-vitesse est comprise entre les deux flèches.

L'importance de la butée devient particulièrement évidente si l'on se réfère à une série expérimentale antérieure (PERTUZON et LESTIENNE, 1968) où nous avons fait une étude comparée des mouvements maximaux de flexion du coude, tant dans le plan horizontal que dans le plan vertical. Les tracés électromyographiques montraient que, pour les mouvements de flexion, l'activité du biceps et du brachio-radialis, très importante durant la phase d'accélération, présente une légère décroissance en fin de mouvement, tout en restant présente jusqu'au contact avec la butée. Cette modification des électromyogrammes des fléchisseurs dans la partie terminale du mouvement peut être expliquée par une modification des patterns musculaires liés à l'appréhension d'un accident éventuel en fin de mouvement. Cette constatation met l'accent sur la nécessité de demander au sujet, non seulement d'effectuer un effort maximal durant tout le mouvement, mais aussi de poursuivre son effort au-delà de la percussion. Elle montre également la nécessité d'une étude soignée du système de butée.

III - VARIABLES MECANIQUES

1 - Tracés d'accélération et de force

Ces deux variables présentent d'abord une phase de croissance, correspondant à la croissance des électromyogrammes des fléchisseurs. Nous désignerons par temps de contraction, la durée de la phase de croissance de la force, et par vitesse de contraction, la pente moyenne de cette partie du tracé.

Ensuite, la force et l'accélération décroissent pendant la phase de constance des électromyogrammes, sans toutefois s'annuler avant la fin du mouvement.

On notera le déphasage entre les maxima de la force et de l'accélération. Ce déphasage résulte des propriétés géométriques de l'articulation. Sans effectuer une étude systématique de ce déphasage, il faut toutefois noter que sa valeur est fonction de l'inertie. Le début du tracé de force sert de point de repère pour la détermination du début du mouvement. La fin de ces tracés, marquée par l'établissement brutal d'une onde de décélération, est pris comme repère de la fin du mouvement.

2 - Tracés de déplacement angulaire et de raccourcissement du fléchisseur équivalent

Le déplacement angulaire, comme la longueur du fléchisseur équivalent, varient peu en début du mouvement, principalement aux inerties élevées, puis augmentent plus rapidement jusqu'à percussion de la butée. On notera l'efficacité de celle-ci à la faible amplitude des oscillations consécutives à la percussion.

3 - Tracés de vitesse angulaire et de vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent

Contrairement à l'accélération, la vitesse angulaire présente une phase de croissance continue. Elle s'élève assez rapidement dès le début du mouvement et croît jusqu'à la percussion ; elle semble, par conséquent, limitée par l'amplitude du mouvement.

Compte tenu de la géométrie de l'articulation, la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent s'établit plus progressivement que la vitesse angulaire. Elle présente, d'autre part, un maximum et même une légère diminution en fin de mouvement, avant la percussion, traduisant également un déphasage avec la vitesse angulaire, tout comme on avait pu le constater entre force et accélération angulaire.

B - PROPRIETES DU MOUVEMENT MAXIMAL

L'étude des propriétés du mouvement répond au double souci de tester la maximalité de la contraction et d'apporter certaines données, telles que le travail et la puissance, qui permettront ultérieurement de vérifier l'adéquation d'un modèle de mouvement. Les résultats, regroupés dans le tableau VIII, seront essentiellement présentés sous forme de graphiques et brièvement discutés.

I - RELATIONS ENTRE LES VARIABLES DU MOUVEMENT ET L'INERTIE

1 - Durée du mouvement

C'est le temps (t) mesuré entre le début et la fin du tracé de la force, c'est-à-dire jusqu'à la percussion sur la butée.

Pour chaque condition d'inertie, la valeur retenue pour chaque sujet est la moyenne calculée sur les deux examens. On calcule ensuite la moyenne pour les cinq sujets.

Comme le montre la figure 35, la durée du mouvement, t , est de 199 ms ($s = 12,15$) pour l'inertie la plus faible et croît jusqu'à 398 ms ($s = 21,8$) pour l'inertie la plus élevée. La relation est approximativement linéaire. Si l'on prolonge la courbe jusqu'à l'intersection d'une verticale d'abscisse $0,6 \text{ m}^2\text{kg}$ (inertie avant-bras + main), on voit que la durée minimale du mouvement, pour les limites angulaires choisies, est de l'ordre de 170 ms.

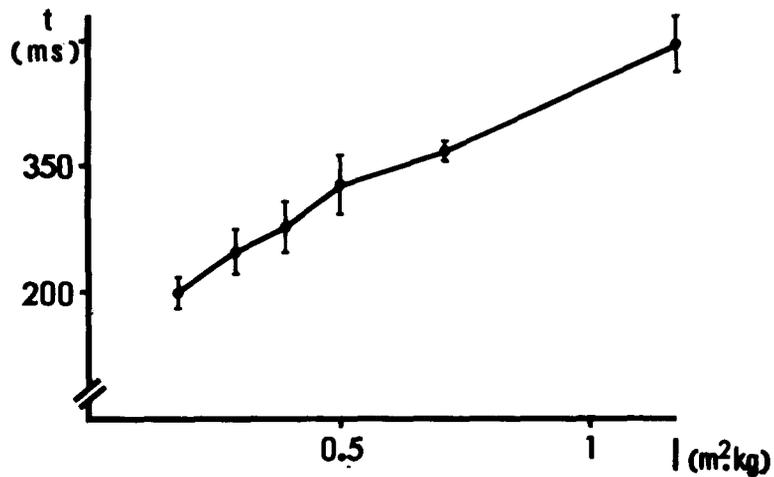
| Inertie (m ² .kg) | | u max (m/s) | F max (N) | Θ' max (rad/s) | Θ'' max (rad/s/s) | t (ms) | W (joules) | P (watts) | QB+QBR (pips) | QB/QBR | W | |
|---------------------------------|--------|----------------|----------------|-------------------|----------------------|-----------|---------------|--------------|------------------|--------|--------|------|
| | | | | | | | | | | | QB+QBR | t |
| 1.175 | m | 0.401 | 1787 | 10.29 | 36.2 | 398 | 62.3 | 156.3 | 33.6 | 2.11 | 1.85 | 84.5 |
| | s | 0.015 | 167 | 0.42 | 2.27 | 21.8 | 5.5 | | 4.9 | 0.63 | | |
| | 100s/m | 3.78 | 9.35 | 4.06 | 6.25 | 5.47 | 8.78 | | 14.6 | 30.0 | | |
| 0.711 | m | 0.498 | 1680 | 12.69 | 56.2 | 312 | 57.3 | 183.3 | 27.2 | 2.01 | 2.10 | 87.2 |
| | s | 0.025 | 104 | 0.52 | 7.80 | 7.1 | 5.2 | | 4.9 | 0.59 | | |
| | 100s/m | 5.11 | 6.22 | 4.06 | 6.70 | 2.26 | 9.10 | | 17.9 | 29.1 | | |
| 0.501 | m | 0.550 | 1470 | 14.05 | 69.3 | 285 | 49.5 | 174.0 | 25.0 | 2.11 | 1.98 | 87.7 |
| | s | 0.029 | 129 | 0.59 | 4.30 | 23.0 | 4.7 | | 2.7 | 0.67 | | |
| | 100s/m | 5.27 | 8.77 | 4.17 | 6.16 | 8.06 | 9.54 | | 10.9 | 31.5 | | |
| 0.390 | m | 0.592 | 1351 | 14.82 | 81.3 | 252 | 42.3 | 168.0 | 21.8 | 2.12 | 1.94 | 86.5 |
| | s | 0.032 | 155 | 0.69 | 6.20 | 19.9 | 6.0 | | 3.3 | 0.90 | | |
| | 100s/m | 5.37 | 11.50 | 4.64 | 7.59 | 7.94 | 14.2 | | 15.0 | 42.3 | | |
| 0.291 | m | 0.656 | 1293 | 16.24 | 103.9 | 232 | 38.7 | 167.0 | 21.0 | 2.02 | 1.84 | 90.5 |
| | s | 0.047 | 183 | 1.21 | 10.50 | 17.2 | 6.5 | | 4.9 | 0.94 | | |
| | 100s/m | 7.21 | 14.14 | 7.47 | 10.07 | 7.42 | 16.74 | | 23.3 | 46.6 | | |
| 0.178 | m | 0.773 | 1115 | 19.11 | 148.4 | 199 | 32.7 | 163.3 | 17.8 | 1.92 | 1.83 | 89.4 |
| | s | 0.036 | 93 | 0.99 | 3.72 | 12.2 | 4.4 | | 3.8 | 0.86 | | |
| | 100s/m | 4.63 | 8.32 | 5.22 | 2.50 | 6.10 | 13.31 | | 21.5 | 44.7 | | |

Tableau VIII

Valeurs moyennes (m), écarts-types (s) et coefficients de variation (100 s/m) des variables mécaniques et électromyographiques du mouvement de flexion maximale, dans six conditions d'inertie.

Moyennes calculées sur les 5 sujets et les 2 examens.

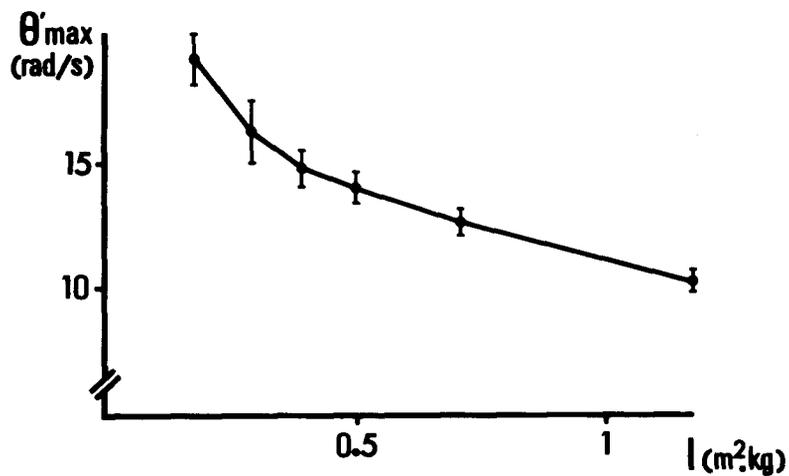
u max : vitesse maximale de raccourcissement du fléchisseur équivalent ; F max : force maximale du fléchisseur équivalent ; Θ' max : vitesse angulaire maximale ; Θ'' max : accélération angulaire maximale ; t : durée du mouvement ; W : travail externe ; P : puissance moyenne ; QB et QBR : électromyogrammes intégrés du biceps et du brachioradialis.



- Fig. 35 -

Relation entre la durée du mouvement (t) de flexion maximale du coude et l'inertie (I).

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.



- Fig. 36 -

Relation entre la vitesse angulaire maximale (θ') de flexion du coude et l'inertie (I).

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.

2 - Vitesse angulaire maximale

La vitesse angulaire maximale (Θ'_{\max}) est mesurée en fin de mouvement et la valeur moyenne est calculée sur les deux séries, puis moyennée pour les cinq sujets. Elle est de 19,1 rad/s ($s = 0,99$), pour l'inertie la plus faible, et décroît jusqu'à 10,3 rad/s ($s = 0,42$) pour l'inertie la plus élevée.

La décroissance est plus rapide aux faibles inerties (Fig.36). Il s'agit d'une relation curvilinéaire qui présente une asymptote sur l'axe des abscisses. Il est en effet théoriquement impossible de réduire la vitesse angulaire à zéro en augmentant l'inertie déplacée dans un plan horizontal. Par extrapolation à l'inertie du segment constitué par l'avant-bras et la main, on voit que la vitesse angulaire peut atteindre des valeurs nettement supérieures à 20 radians par seconde.

Pour une inertie plus faible, et une excursion angulaire de 120 degrés, nous avons mesuré (PERTUZON et BOUISSET, 1971) une vitesse angulaire maximale de 17,96 rad/s ($s = 0,89$). Ces valeurs sont comparables à celle déterminée par SUGGS (1969), soit environ 18 rad/s. Par contre, DERN et coll. (1947), pour une excursion angulaire comparable à la nôtre, ont mesuré des vitesses qui, à inertie égale, sont inférieures d'environ 25 p.100 à celles que nous rapportons. Il s'agit vraisemblablement, comme l'ont signalé ces auteurs, d'une sous-estimation liée à une co-contraction importante des extenseurs pendant le mouvement.

Il semble donc que les vitesses angulaires que nous avons mesurées correspondent bien à un mouvement maximal.

3 - Accélération angulaire maximale

L'accélération angulaire maximale (Θ''_{\max}) est exprimée en rad/s/s et est mesurée au sommet du tracé d'accélération qui survient toujours dans le mouvement.

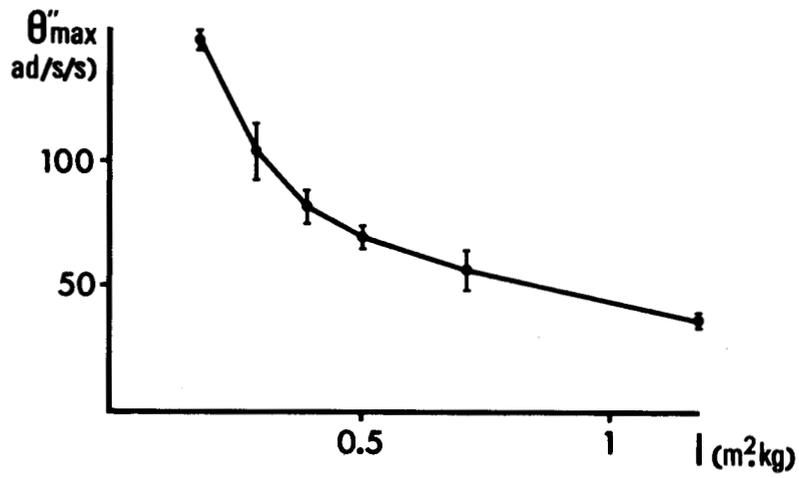
Elle présente avec l'inertie le même type de relation que la vitesse angulaire maximale. Elle tend également vers une asymptote sur l'axe des abscisses (Fig. 37). Cependant, contrairement à la vitesse, l'accélération angulaire n'est pas limitée par l'amplitude du mouvement puisqu'elle est maximale à un stade relativement précoce de celui-ci.

4 - Relation entre les valeurs maximales de la vitesse et de l'accélération angulaire

La vitesse angulaire maximale, tout comme l'accélération angulaire maximale, décroît lorsque l'inertie croît. Il en résulte que la relation entre les valeurs maximales de la vitesse et de l'accélération angulaires (Fig. 38) présente une pente positive qui décroît légèrement pour les inerties les plus faibles. Cette relation ne peut donc matérialiser les relations du type force-vitesse, en dépit du fait qu'une bonne corrélation existe entre les valeurs maximales de la vitesse angulaire et de la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent (PERTUZON et BOUISSET, 1971).

5 - Travail externe

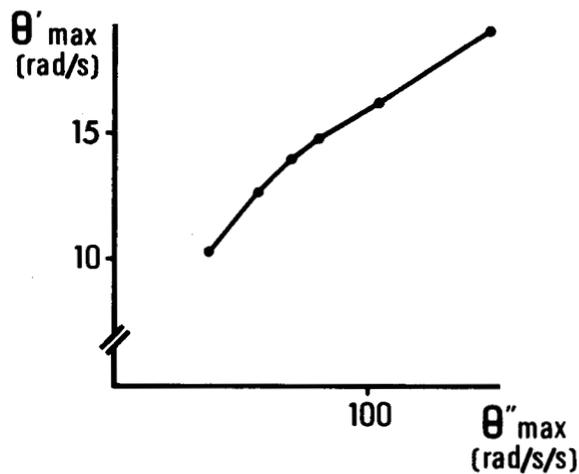
Le travail (W) est, comme on le sait, égal à la variation d'énergie cinétique. Puisque, dans nos conditions expérimentales, la vitesse initiale est nulle, on le calcule à partir de l'inertie (I)



- Fig. 37 -

Relation entre l'accélération angulaire maximale (θ'') de flexion du coude et l'inertie (I).

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.



- Fig. 38 -

Relation entre la vitesse angulaire maximale (θ') et l'accélération angulaire maximale (θ'') dans le mouvement de flexion maximale du coude.

et de la vitesse angulaire maximale (Θ') au moyen de la relation $W = I\Theta'^2/2$.

Le travail croît avec l'inertie (Fig. 39) : la croissance est plus rapide aux faibles valeurs de l'inertie qu'aux valeurs élevées. Lorsque l'inertie croît, le travail tend vers une valeur maximale que peut être estimée à partir de l'intégration de la relation force-longueur isométrique représentée sur la figure 29.

Supposons en effet un mouvement exécuté à très faible vitesse et calculons le travail fourni dans les limites angulaires du mouvement, soit entre 30 et 120 degrés. Ce travail s'exprime par la relation :

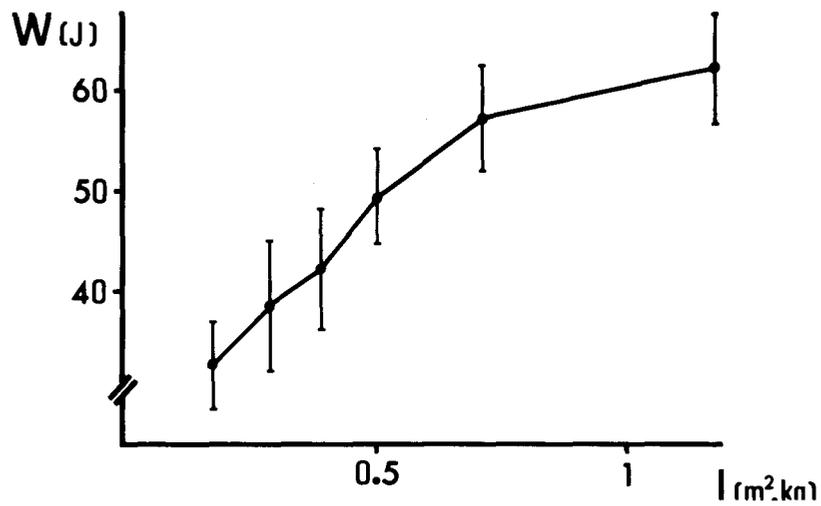
$$W = \int_{l(30)}^{l(120)} F dl$$

et est d'environ 84 joules. Il s'agit ici de la condition obtenue lorsque l'inertie opposée au mouvement tend vers l'infini. Cette valeur, supérieure à celles que nous avons mesurées, permet de comprendre l'allure de la relation $W = f(I)$, comparable à celle établie par HILL (1922 a), qui tend vers un maximum situé au-delà de l'inertie de 1,2 m²kg.

6 - Puissance moyenne

On peut calculer la puissance moyenne (P) développée dans le mouvement par le quotient du travail externe (W) à la durée du mouvement (t).

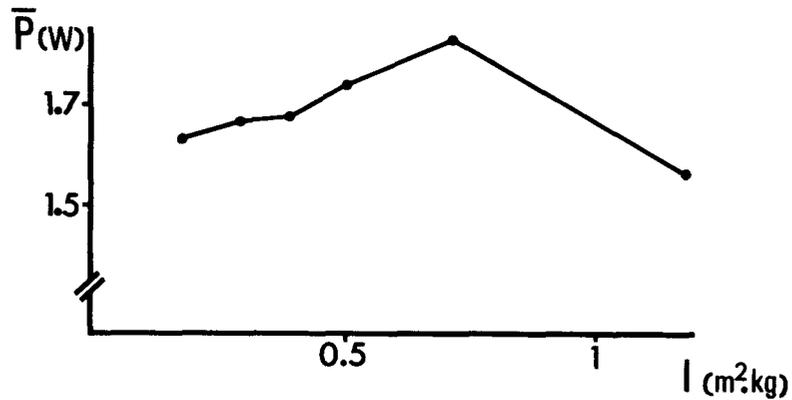
Examinée par rapport à l'inertie (Fig. 40), la puissance est de 163,3 Watts pour l'inertie la plus faible, puis croît jusqu'à une



- Fig. 39 -

Relation entre le travail externe (W), mesuré en joules, et l'inertie (I) dans le mouvement maximal de flexion du coude.

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.



- Fig. 40 -

Relation entre la puissance moyenne (\bar{P}) mesurée en Watts, et l'inertie (I) dans le mouvement maximal de flexion du coude.

Chaque point représente la moyenne calculée sur les cinq sujets.

valeur de 183,3 Watts pour l'inertie de 0,7 m²kg et ensuite décroît jusqu'à 156,3 Watts pour l'inertie la plus élevée.

Il apparaît donc une valeur optimale de l'inertie pour laquelle le mouvement présente une puissance maximale. Au-delà de cet optimum d'inertie, la puissance décroît assez rapidement.

Il est à noter que cette valeur de l'inertie ne peut être considérée comme "optimale" que dans les conditions précises de l'amplitude du mouvement que nous avons choisies. En effet, selon SUGGS (1969), l'inertie pour laquelle on observe le maximum de puissance varie en fonction de l'excursion angulaire.

Ce point sera vérifié ultérieurement au cours de l'étude du mouvement sur modèle.

En conclusion, l'allure générale des relations entre les variables mécaniques du mouvement et l'inertie, semble attester la maximalité du mouvement de flexion étudié. La relation entre les valeurs maximales de l'accélération et de la vitesse angulaire ne présente pas l'allure classique de la relation force-vitesse du muscle.

Cependant, avant d'étudier les relations entre les variables mécaniques musculaires, il convient d'examiner le caractère de constance des électromyogrammes des fléchisseurs.

II - ETUDE DES E M G INTEGRES DES FLECHISSEURS

1 - L'EMG pendant la durée totale du mouvement

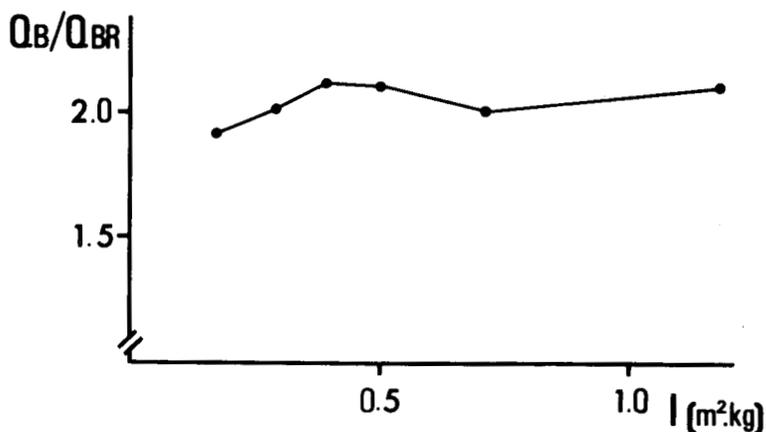
Nous désignerons par Q_B et Q_{BR} les électromyogrammes intégrés du biceps et du brachioradialis, exprimés en pips.

Considérons, dans un premier temps, les valeurs de Q_B et Q_{BR} mesurées depuis le début d'activité de ces deux muscles jusqu'à la fin du mouvement, repéré sur le tracé de force. Le comptage des pips inclut donc la phase d'antéposition des EMG sur les tracés mécaniques. Dans chaque condition d'inertie, les valeurs de Q_B et de Q_{BR} ont été mesurées pour chaque examen. Elles ont été moyennées d'abord par sujet, puis pour les cinq sujets.

a) Participation relative des fléchisseurs

Il était intéressant de comparer les activités des deux fléchisseurs explorés en fonction de l'inertie. En effet, il s'agit de deux muscles, qui ont parfois été considérés comme ayant un fonctionnement différent du fait de leur position relative à l'articulation. Le biceps développerait une force dont la composante tangentielle serait prépondérante, tandis que le brachioradialis serait plutôt caractérisé par l'importance de sa composante radiale, c'est-à-dire par son action sur la stabilisation de l'articulation (Mac CONAILL, 1946, 1949). On pourrait effectivement s'attendre, dans ces conditions, à ce que le rapport des activités de ces deux muscles soit lié aux résistances extérieures du mouvement ou à sa vitesse d'exécution. C'est pourquoi nous avons tracé le rapport de Q_B à Q_{BR} , en fonction de l'inertie (I).

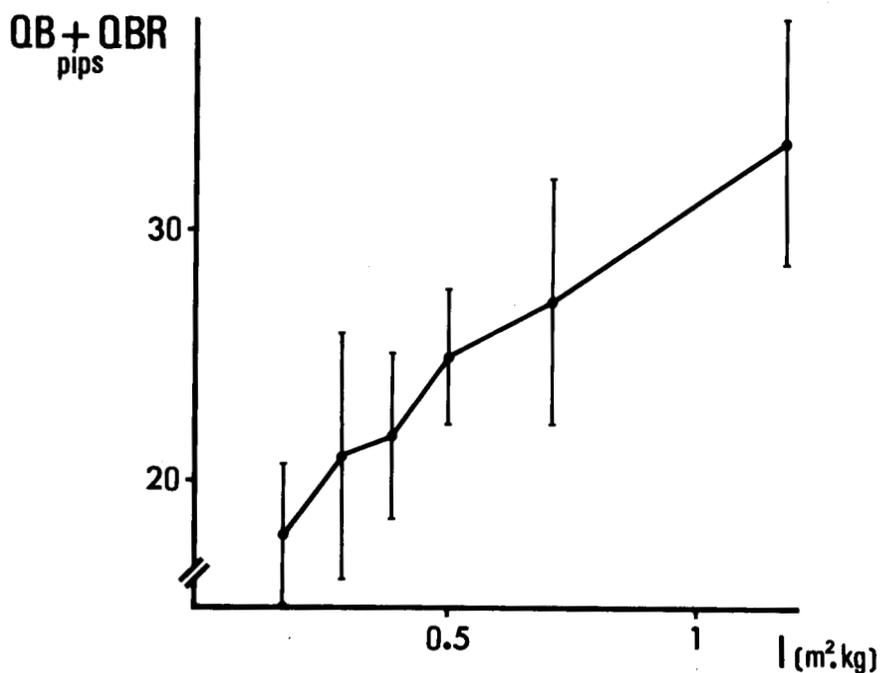
Comme le montre la figure 41, ce rapport reste approximativement constant, quelle que soit l'inertie déplacée. Les différentes valeurs de ce rapport (v. Tableau VIII) ne présentent aucune différence significative. Cette constatation semble aller à l'encontre des observations de LESTIENNE et GOUBEL (1969) dans le cas des flexions sous-maximales. Le fait que ce rapport ne varie point, dans nos



- Fig. 41 -

Participation relative du biceps et du brachioradialis (Q_B/Q_{BR}) en fonction de l'inertie (I) dans le mouvement de flexion maximale du coude.

Chaque point représente la moyenne calculée sur les 5 sujets.



- Fig. 42 -

Relation entre l'activité électromyographique des fléchisseurs du coude ($Q_B + Q_{BR}$) et l'inertie (I) dans le mouvement maximal de flexion du coude.

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.

conditions expérimentales, est vraisemblablement lié au caractère maximal du mouvement.

b) Appréciation globale de l'activité du groupe des fléchisseurs

Pour des raisons déjà exposées, nous considèrerons la somme $Q_B + Q_{BR}$ comme représentative de l'activité du fléchisseur équivalent.

La relation $Q_B + Q_{BR} = f(I)$ présentée sur la figure 42 montre que l'électromyogramme intégré des fléchisseurs croît avec l'inertie suivant une relation d'allure curvilinéaire, la pente n'étant toutefois que légèrement plus forte aux faibles inerties.

Il en est de même si l'on considère le rapport de $Q_B + Q_{BR}$ à la durée t du mouvement, c'est-à-dire un indice d'EMG intégré comparable à celui utilisé pour la contraction isométrique ($\dot{Q}_B + \dot{Q}_{BR}$). Ce rapport, approximativement constant, montre qu'il s'agit bien de mouvements maximaux, quelle que soit la résistance externe, ou, tout au moins, que le niveau d'activation est bien comparable d'une condition d'inertie à une autre (Tableau VIII). Cet argument semble donc être une preuve supplémentaire en faveur du caractère de constance de l'activation.

c) Relation entre l'EMG et le travail

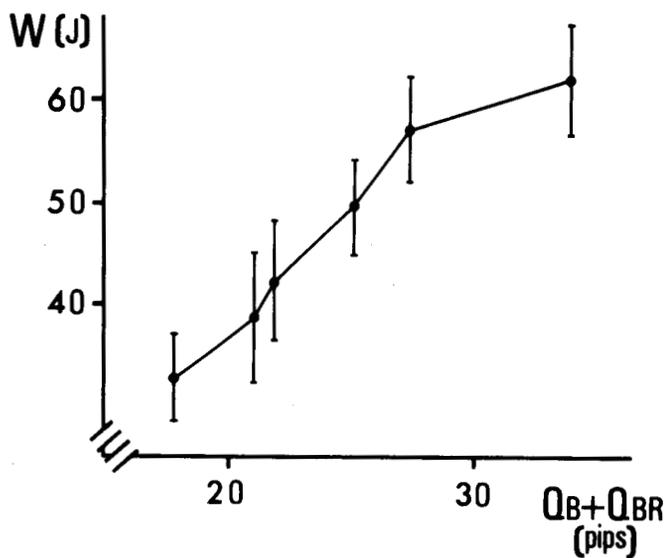
Le maximum de vitesse angulaire survenant à la fin du mouvement, l'énergie cinétique calculée à partir de cette valeur et de l'inertie caractérise le travail externe, W , fourni par le

fléchisseur équivalent. On peut alors examiner les rapports entre ce travail et la quantité $Q_B + Q_{BR}$ précédemment définie.

Sur la figure 43 nous avons tracé la relation $W = f(Q_B + Q_{BR})$. Le travail y apparaît comme une fonction croissante de la somme des EMG du biceps et du brachioradialis. Compte tenu de la constance du rapport Q_B/Q_{BR} , la relation serait du même type si elle était tracée pour chacun des muscles considérés. La pente de la relation semble présenter une allure sigmoïde, encore que la dispersion pourrait peut-être permettre un ajustement linéaire. Cette pente est définie par le rapport de W à $Q_B + Q_{BR}$.

Dans la mesure où il existerait une bonne proportionnalité entre l'électromyogramme intégré et la consommation énergétique du muscle (DELHEZ et coll., 1965 ; KURODA et coll., 1970), voire entre la consommation énergétique et la fréquence des potentiels d'action du nerf moteur (FALES et coll., 1960), la pente définie par le rapport $W/Q_B + Q_{BR}$ pourrait, en quelque sorte, caractériser le rendement.

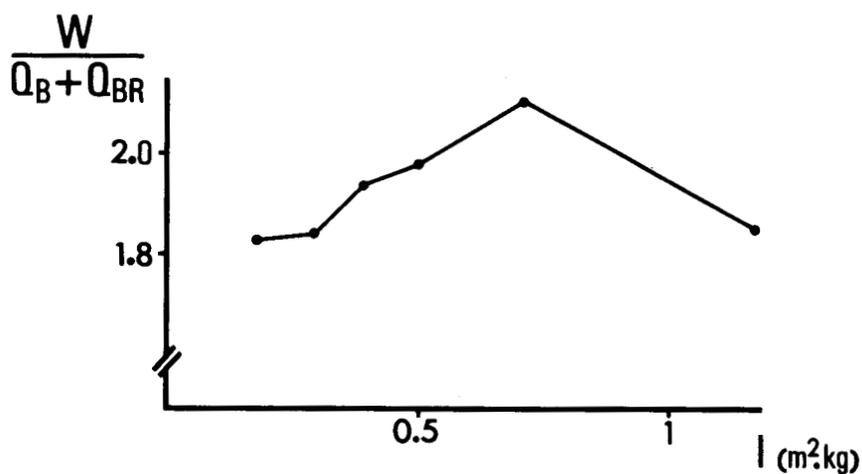
Si nous examinons ce "rendement" en fonction de l'inertie (Fig. 44), celui-ci semble présenter un maximum pour une inertie proche de $0,7 \text{ m}^2\text{kg}$. Ceci nous conduit à penser que le maximum de puissance et le maximum de "rendement" seraient définis, dans nos conditions expérimentales, pour une même charge du mouvement. Il n'est pas sans intérêt de souligner que ces observations sont en accord avec celles de HILL (1922 a) sur des mouvements de flexion du coude contre un volant d'inertie.



- Fig. 43 -

Relation entre le travail externe (W), exprimé en joules, et l'activité électromyographique des fléchisseurs ($Q_B + Q_{BR}$) dans le mouvement maximal du coude.

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.



- Fig. 44 -

Relation entre le "rendement" ($W / (Q_B + Q_{BR})$) et l'inertie (I) dans le mouvement maximal de flexion du coude.

Chaque point représente la moyenne calculée sur les cinq sujets.

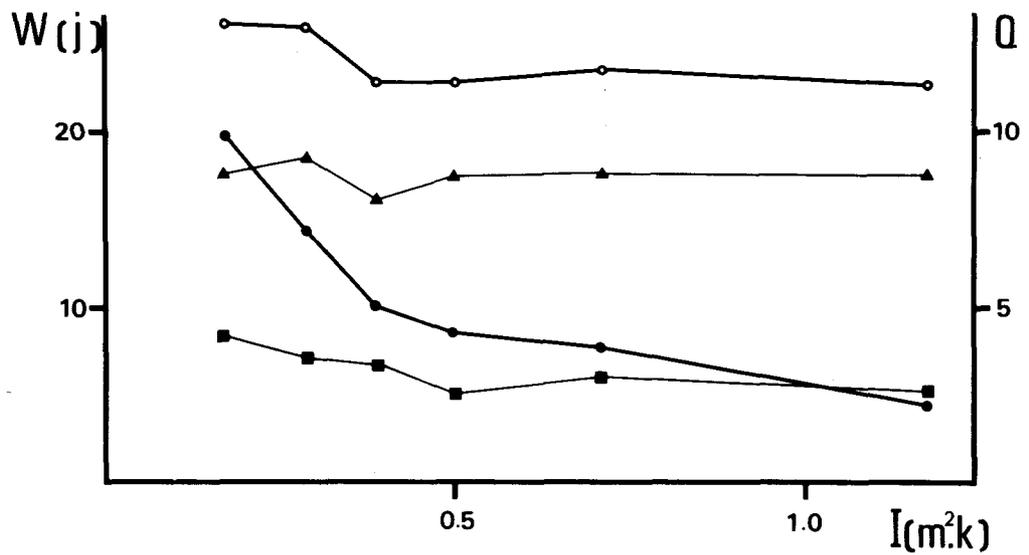
2 - L'EMG pendant la phase de croissance de la force

- D'après ce qui vient d'être dit à propos du travail externe et de l'activité électromyographique intégrée, on peut se demander si les relations existant entre travail et inertie d'une part, $Q_B + Q_{BR}$ et inertie d'autre part, restent les mêmes au début du mouvement, c'est-à-dire, comme il a déjà été signalé plus haut, dans la phase où se produit le recrutement spatio-temporel des unités motrices des fléchisseurs.

Nous avons donc considéré, quelque soit l'inertie, la phase correspondant aux 137 premières millisecondes du mouvement. Cette valeur est celle du temps de contraction pour l'inertie la plus élevée, c'est-à-dire la valeur maximale du temps de contraction. Ainsi, la partie du mouvement prise ici en considération comporte la phase de croissance de la force et une partie de la phase de décroissance, d'autant plus longue que l'inertie est plus faible.

La vitesse atteinte au bout de cette période permet de calculer l'énergie cinétique ou travail externe ; on mesure d'autre part, les électromyogrammes intégrés du biceps et du brachioradialis correspondant à cette période (y compris l'antéposition). Les résultats sont moyennés par sujet, puis pour l'ensemble des sujets.

- Comme le montre la figure 45, le travail externe décroît lorsque l'inertie croît. La relation est donc inverse de celle observée pour la totalité du mouvement. La décroissance est plus rapide aux faibles inerties, ce qui montre, qu'avec l'augmentation de l'inertie, la phase initiale du mouvement prend un certain caractère d'isomotricité.



- Fig.45 -

Relations entre le travail externe (W) exprimé en joules, l'activité électromyographique du biceps et du brachioradialis, exprimée en pips (Q), et l'inertie (I), dans la phase initiale du mouvement maximal de flexion du coude.

Chaque point représente la moyenne calculée sur les cinq sujets.

● : travail ; ▲ : biceps ; ■ : brachioradialis ;
 ○ : biceps + brachioradialis.

Q_B , Q_{BR} et la somme $Q_B + Q_{BR}$, présentent une légère décroissance, traduisant ainsi la variation de la vitesse de recrutement des unités motrices en fonction de l'inertie. La variation est cependant discrète, ce qui entraîne, par conséquent, que le "rendement" de la phase initiale du mouvement est plus élevé aux inerties faibles qu'aux inerties élevées.

Cette dernière remarque met l'accent sur le fait que l'optimum de "rendement" d'un groupe musculaire ne peut être défini par rapport à une seule variable mécanique, mais qu'il dépend également de la durée et des conditions d'amplitude et de charge du mouvement.

3 - Conclusion

De l'étude des EMG intégrés des fléchisseurs, il ressort que le mouvement maximal de flexion présente bien, quelle que soit l'inertie, un caractère de constance du niveau d'activation musculaire.

Toutefois, dans la phase initiale du mouvement, l'activation s'établit progressivement et les relations entre EMG et travail diffèrent nettement de celles qui sont établies pour la durée totale du mouvement. Ces constatations nous permettent de délimiter la période du mouvement dans laquelle, l'activation étant constante, on est en droit d'étudier les relations entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse.

C - RELATIONS ENTRE VARIABLES MECANIQUES DE L'ACTIVITE MUSCULAIRE

Le mouvement maximal de flexion est divisé, d'après l'allure des électromyogrammes du biceps et du brachioradialis, en deux phases.

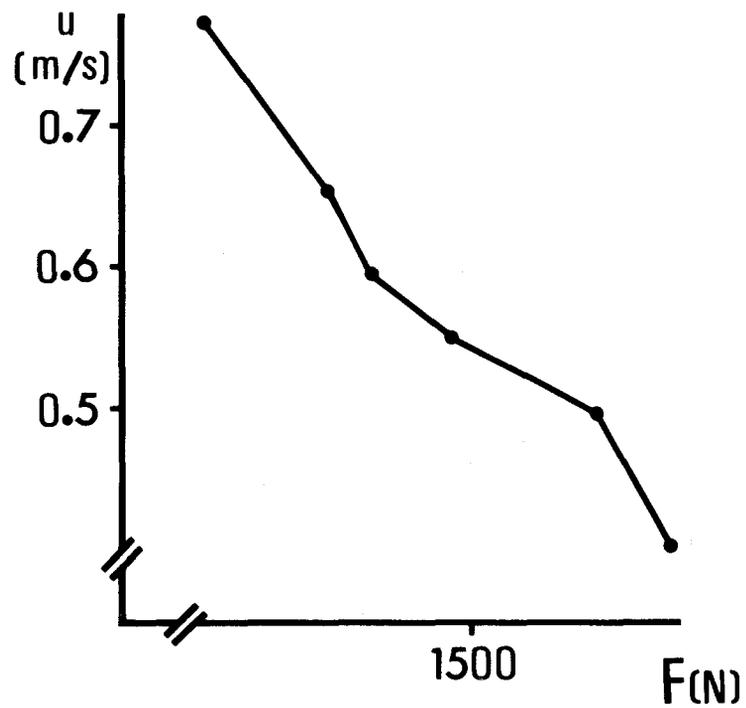
Dans un premier temps, nous étudierons, au cours de la phase de constance de l'EMG, la relation force-vitesse. Nous examinerons ensuite la phase de croissance de l'EMG et de la force.

I - RELATION FORCE-VITESSE

1 - Position du problème

Nous avons vu que la relation entre les valeurs maximales de la vitesse et de l'accélération angulaires ne présentait pas l'allure générale de la relation force-vitesse. Toutefois, si ces deux variables sont transformées en vitesse de raccourcissement et en force du fléchisseur équivalent, on peut construire le diagramme entre la vitesse maximale de raccourcissement et la force maximale développée (Fig. 46). On voit, d'après ce diagramme, que la force maximale développée décroît lorsque la vitesse croît. Cependant, dans ce cas, force et vitesse ne sont pas mesurées au même instant.

Il n'est, d'autre part, pas possible de rapporter la vitesse maximale de raccourcissement à un poids, voire une masse constante. En effet, le couplage entre le muscle et le mouvement est tel que



- Fig. 46 -

Relation entre les valeurs maximales de la force (F) et de la vitesse de raccourcissement (u) du fléchisseur équivalent dans le mouvement maximal de flexion du coude exécuté contre six inerties différentes.

Chaque point représente la moyenne calculée sur les cinq sujets.

l'inertie déplacée (I) se traduit vis-à-vis du muscle par une masse variable (m).

Soient l'accélération (u') du point d'insertion du biceps sur l'avant-bras, F, la force développée par le biceps, Θ'' , l'accélération angulaire de l'avant-bras.

On peut écrire, d'après les équations exposées au chapitre I :

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

$$\text{or : } u' = \Theta'' \frac{ab \sin \Theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}}$$

$$\text{d'où : } F = I\Theta'' \frac{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}}{ab \sin \Theta} = m\Theta'' \frac{ab \sin \Theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + ab \cos \Theta}}$$

$$\text{soit : } m = I * \frac{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}{a^2 b^2 \sin^2 \Theta}$$

$$\text{comme } l = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}$$

$$\text{et posant : } \sin^2 \Theta = 1 - \cos^2 \Theta$$

on peut établir l'expression $m = f(I)$, $f(l)$, ce qui après transformation donne la relation :

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

Il est donc évident, que, ne serait-ce que compte tenu de l'inertie de l'avant-bras, il n'est pas possible d'étudier le muscle in situ dans les conditions d'isotonicité habituellement choisies pour le muscle isolé.

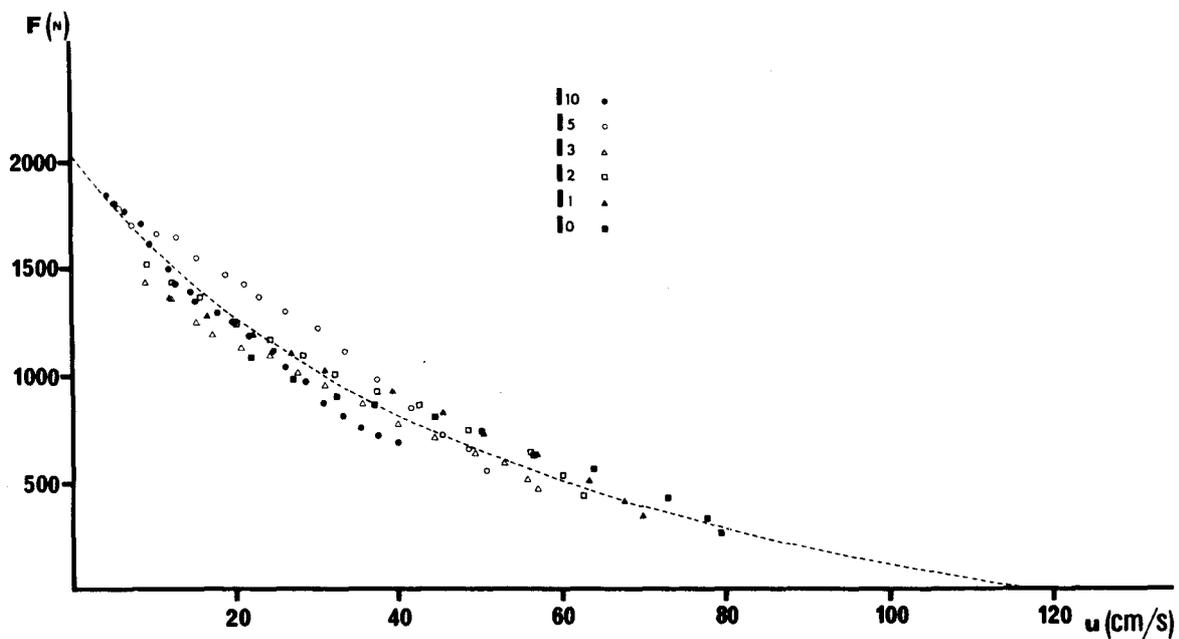
De plus, compte tenu de l'excursion angulaire utilisée, le moment d'inertie de l'avant-bras et du dispositif de reproduction du mouvement ne peut être tenu pour négligeable que si l'on parvient à opposer au muscle une résistance extérieure élevée et constante. Il s'agit là d'une condition particulièrement délicate à réaliser et qui, de plus, ne permet pas de couvrir une large gamme de vitesses. C'est pourquoi, nous avons préféré examiner la relation entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse.

2 - Relation force-vitesse instantanée

Dès que l'EMG a atteint une valeur stable, et que la force a atteint sa valeur maximale, commence la seconde phase, caractérisée par une amplitude constante des électromyogrammes des fléchisseurs. Postulant que durant cette phase, le niveau d'activation est constant, on peut alors se permettre d'associer, à chaque valeur de vitesse de raccourcissement, une valeur de la force. On trace ainsi une relation force-vitesse instantanée.

a) Résultats

La figure 47 représente, pour l'un des sujets, un diagramme sur lequel on a regroupé, en les individualisant, les valeurs obtenues dans les six conditions d'inertie.



- Fig.47 -

Relation entre les valeurs instantanées de la force (F) et de la vitesse (u) de raccourcissement du fléchisseur équivalent, au cours du mouvement maximal de flexion du coude, dans six conditions d'inertie.

Les points correspondent à six mouvements exécutés par le sujet F. L.

On voit que l'ensemble de ces points se regroupe suivant une relation curvilinéaire. Les ensembles de points correspondant aux différentes inerties sont décalés suivant l'axe des abscisses, compte tenu du fait que la vitesse maximale atteinte dans le mouvement est fonction de l'inertie.

Les coordonnées de ces points ont été soumises, pour chacun des sujets, à une analyse mathématique, effectuée sur ordinateur, au moyen d'une méthode de moindres carrés non pondérés. Les tests graphiques classiques nous avaient permis de déterminer le modèle d'équation à utiliser pour ce calcul. La forme la plus approchée étant une hyperbole, nous avons choisi pour modèle l'équation proposée par HILL (1938) :

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

où F désigne la force, u , la vitesse et où a , b et c , sont les paramètres de l'hyperbole (Tableau IX).

Les figures 48 et 49 représentent les relations force-vitesse instantanées calculées pour les cinq sujets.

b) Discussion

L'extrapolation de cette fonction à l'axe des ordonnées ($u = 0$) détermine la force isométrique maximale (F_0) qui, comme le montre la figure 48-d est assez proche de celle déterminée antérieurement, au cours de contractions volontaires, isométriques et maximales, pour l'angle de départ du mouvement.

Il est également possible, de cette façon de calculer le rapport de a/F_0 dont les valeurs sont données sur le tableau IX.

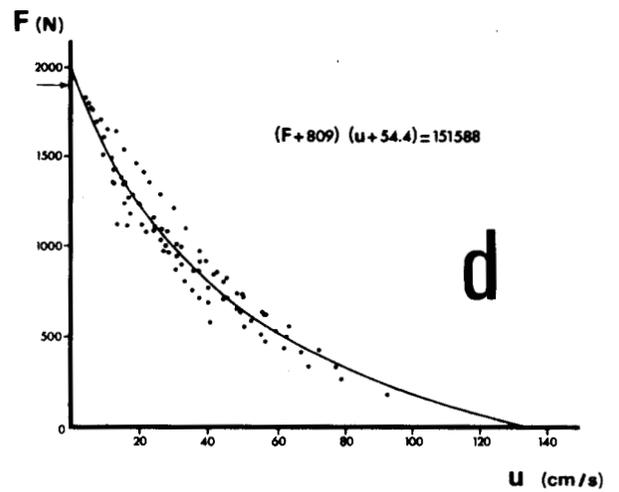
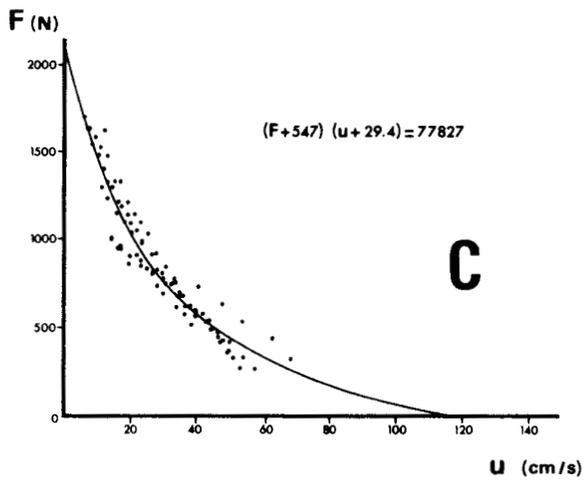
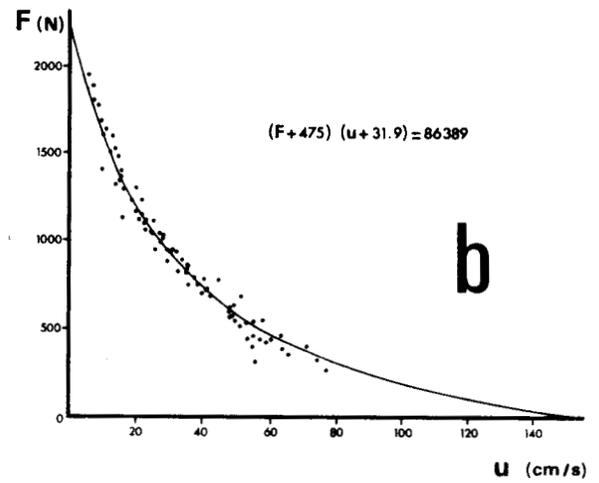
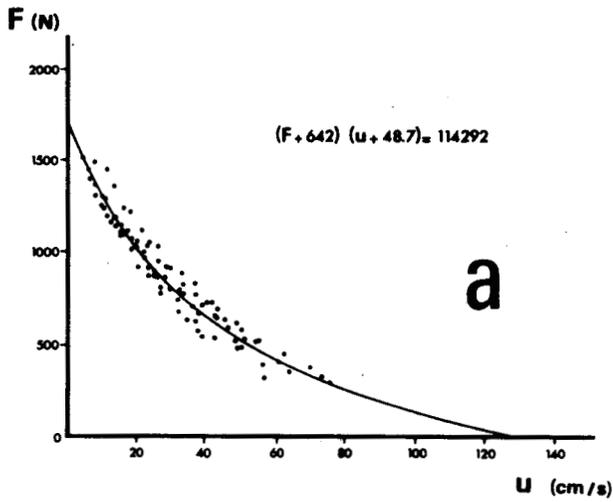
| Sujet | a | b | c | F_0 (N) | u_0 (cm/s) | a/F_0 |
|----------|------|------|--------|----------------|-----------------|---------|
| F. B. | 881 | 55.5 | 147664 | 1780 | 112.1 | 0.49 |
| J. C. C. | 642 | 48.7 | 114292 | 1705 | 129.3 | 0.38 |
| J. D. | 475 | 31.9 | 86389 | 2233 | 149.0 | 0.21 |
| F. G. | 547 | 29.4 | 77827 | 2100 | 112.6 | 0.26 |
| F. L. | 809 | 54.4 | 151588 | 1978 | 133 | 0.41 |
| m | 671 | 44 | 115552 | 1959 | 127.2 | 0.35 |
| s | 172 | 12.5 | 33930 | 219 | 15.4 | 0.11 |
| 100s/m | 25.6 | 28.4 | 29.4 | 11.2 | 12.1 | 31.4 |

Tableau IX

Paramètres de l'hyperbole représentative de la relation force-vitesse instantanée .

Valeurs individuelles, moyennes (m), écarts-types (s) et coefficients de variation (100 s/m) .

Explications dans le texte .

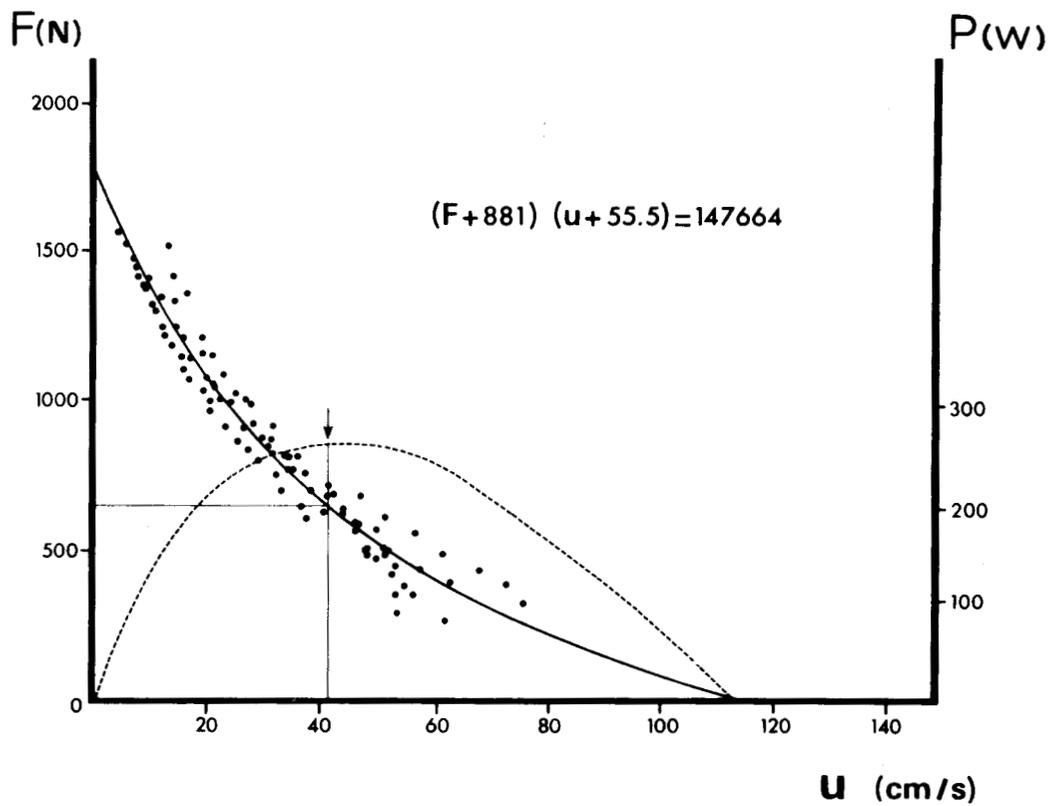


- Fig. 48 -

Relation force-vitesse instantanée du fléchisseur équivalent.

Les points correspondent à six mouvements maximaux de flexion du coude, exécutés contre six inerties différentes.

a : sujet J.C.C. ; b : sujet J.D. ; c : sujet F.G. ; d : sujet F.L.



- Fig. 49 -

Relations force-vitesse instantanée (trait continu) et puissance-vitesse instantanée (tirets) du fléchisseur équivalent.

Les points correspondent à six mouvements maximaux de flexion du coude exécutés contre six inerties différentes.

Sujet F.B.

Sur ce tableau, nous avons également porté les valeurs de u_0 , c'est-à-dire la vitesse maximale de raccourcissement, sous charge nulle, obtenue par extrapolation de l'équation à ordonnée nulle, c'est-à-dire à force nulle.

La moyenne des valeurs de a/F_0 , ici de 0,35 ($s = 0,11$), est compatible avec celle déterminée par WILKIE (1950) - 0,36 - dans des conditions expérimentales différentes des nôtres, et celle de PINI (1966) - 0,33 -. La valeur moyenne du coefficient b , calculée sur les cinq sujets, est de 0,44 m/s, c'est-à-dire sensiblement plus élevée que celle déterminée par HILL (1940) et qui correspondrait à la longueur du muscle par seconde. Néanmoins, il apparaît que la relation force-vitesse serait bien une propriété instantanée du muscle.

3 - Conséquences de la relation force-vitesse

a) Vitesse maximale de raccourcissement et conditions d'exécution du mouvement

- Résultats

L'extrapolation des relations à force nulle, c'est-à-dire à leur intersection avec l'axe des abscisses, détermine la vitesse maximale de raccourcissement du fléchisseur équivalent (u_0). Outre la grande variabilité des résultats, il n'est pas possible, contrairement à F_0 , de comparer les valeurs de u_0 à des données expérimentales, puisqu'elles ne sont pas déterminables pour le muscle in situ. Les valeurs de u et de F mesurées en fin de mouvement sont assez éloignées de l'axe des abscisses, ce qui entraîne que l'équation calculée s'adapte vraisemblablement mieux aux valeurs faibles et moyennes

de la vitesse. Nous devons donc nous en tenir aux valeurs maximales de raccourcissement mesurées pour l'inertie la plus faible ($0,175 \text{ m}^2\text{kg}$). La moyenne, calculée sur les cinq sujets, est de $77,3 \text{ cm/s}$ ($s = 3,6$).

- Discussion

Dans une série expérimentale antérieure (PERTUZON et BOUISSET, 1971), nous avons mesuré la vitesse maximale de raccourcissement du fléchisseur équivalent, pour des mouvements de flexion exécutés dans le plan horizontal et dans le plan vertical. Ces vitesses étaient respectivement de $81,4 \text{ cm/s}$ ($s = 4,33$) et de $75,7 \text{ cm/s}$ ($s = 10,22$) et correspondaient à une excursion angulaire de 120 degrés, c'est-à-dire supérieure de 30 degrés à celle de l'expérimentation rapportée ci-dessus. Les moments d'inertie correspondants étaient d'environ $0,093 \text{ m}^2\text{kg}$ dans le plan horizontal et de $0,0635 \text{ m}^2\text{kg}$ dans le plan vertical. L'étude avait porté sur six sujets dont quatre sont communs à ceux de la présente expérimentation.

Il est remarquable que, bien que l'amplitude soit plus faible et que l'inertie soit plus élevée, les vitesses maximales de raccourcissement soient du même ordre, ce qui signifierait, qu'à conditions d'amplitude et d'inertie égales, le mouvement que nous avons étudié présente un caractère nettement maximal.

On doit également remarquer la valeur plus élevée de la variance de la vitesse de raccourcissement musculaire pour le mouvement vertical. On ne peut exclure à ce sujet l'éventualité que la contribution relative des divers muscles fléchisseurs différerait, pour un sujet donné, selon que le mouvement est effectué en présence ou en

absence de pesanteur. Les résultats rapportés par WILKIE (1950) concernent des mouvements maximaux de flexion exécutés dans un plan vertical et sont corrigés par rapport à l'inertie. Dans ces conditions, la vitesse maximale est de 78 cm/s. Il faut peut-être voir ici l'importance de la butée de sécurité qui garantit la maximalité de l'effort produit par le sujet.

Seuls à notre connaissance, RALSTON et coll. (1949) ont mesuré la vitesse maximale de raccourcissement du muscle in situ désinséré, au cours de contraction volontaire. Quoique les limites du raccourcissement soient difficilement comparables aux nôtres, la vitesse de raccourcissement du biceps qu'ils rapportent, 92,5 cm/s, est nettement plus élevée que celle que nous avons mesurée pour le fléchisseur équivalent. Cette différence pourrait être due, au moins en partie, au fait que l'action des muscles antagonistes était alors pratiquement éliminée et que l'amplitude du mouvement était plus grande. Il s'agit là d'un point dont nous ne pouvons discuter de façon plus détaillée.

b) Relation puissance-vitesse instantanée

La puissance instantanée développée par le fléchisseur équivalent peut être calculée au moyen de l'équation :

$$P = F * u$$

- Résultats

La figure 49 montre que la puissance instantanée est fonction de la vitesse. Elle présente une phase de croissance assez rapide aux vitesses faibles, puis atteint un maximum pour une vitesse d'environ 36 p.100 de la vitesse maximale (u_0) et décroît ensuite

assez régulièrement jusqu'à la vitesse maximale où elle devient nulle.

La valeur maximale de la puissance instantanée est proche de 270 Watts. Le maximum de puissance moyenne que nous avons mesurée est de 183,3 Watts (v. Tableau VIII) ce qui correspond à environ 70 p.100 de la valeur maximale de la puissance instantanée.

- Discussion

On comprend, d'après cette relation, que la puissance moyenne présente un optimum pour une valeur donnée de l'inertie, compte tenu de la variation du maximum de vitesse de raccourcissement atteint dans chaque condition d'inertie. Ces observations sont tout-à-fait comparables à celles de SUGGS (1969) qui précise en outre, comme nous l'avons déjà signalé, l'influence de l'amplitude du mouvement.

II - ETUDE DE LA PHASE DE CROISSANCE DE LA FORCE

1 - Position du problème

On sait que l'établissement de la force maximale est sous la dépendance de plusieurs mécanismes. Il s'agit tout d'abord du temps d'établissement de l'état actif, dans la mesure où celui-ci n'est pas lui-même sous la dépendance de la tension du muscle. Il s'agit d'autre part, des conséquences qu'implique l'hypothèse du modèle à deux composantes. Dans la phase initiale de la contraction, l'élastique série est étiré par la composante contractile, permettant à celle-ci de se raccourcir avec une certaine vitesse. Cette vitesse de raccourcissement du contractile a pour effet, compte tenu de la relation

force-vitesse, de retarder l'établissement de la force maximale.

Ces deux mécanismes peuvent être invoqués dans la contraction du muscle isolé, pour lequel la stimulation maximale peut être établie instantanément. Un troisième mécanisme doit être envisagé lorsqu'il s'agit de la contraction volontaire du muscle in situ. Comme nous l'avons vu précédemment, l'électromyogramme des fléchisseurs ne s'établit pas instantanément à son amplitude maximale, mais présente une phase de croissance qui suggère un phénomène de recrutement progressif des unités motrices des fléchisseurs.

2 - Principe de l'étude

Le temps de croissance de l'électromyogramme de surface est difficile à mesurer, particulièrement à cause de l'imprécision de la détermination de l'instant où l'EMG atteint son amplitude maximale. De l'examen général des tracés EMG, il est apparu que ce temps de croissance évoluait de façon parallèle au temps de croissance de la force. Nous avons donc effectué les mesures sur le tracé de force où nous avons déterminé :

- la durée de la croissance de la force ou temps de contraction, entre le début du tracé de force et le maximum de force (t) ;
- la force maximale (F) ;
- la vitesse de contraction qui est le rapport F/t .

En outre, nous avons considéré la vitesse de raccourcissement à l'instant de la force maximale $u (F_{max})$. Dans chaque condition d'inertie, nous avons moyenné, pour chaque sujet, les valeurs

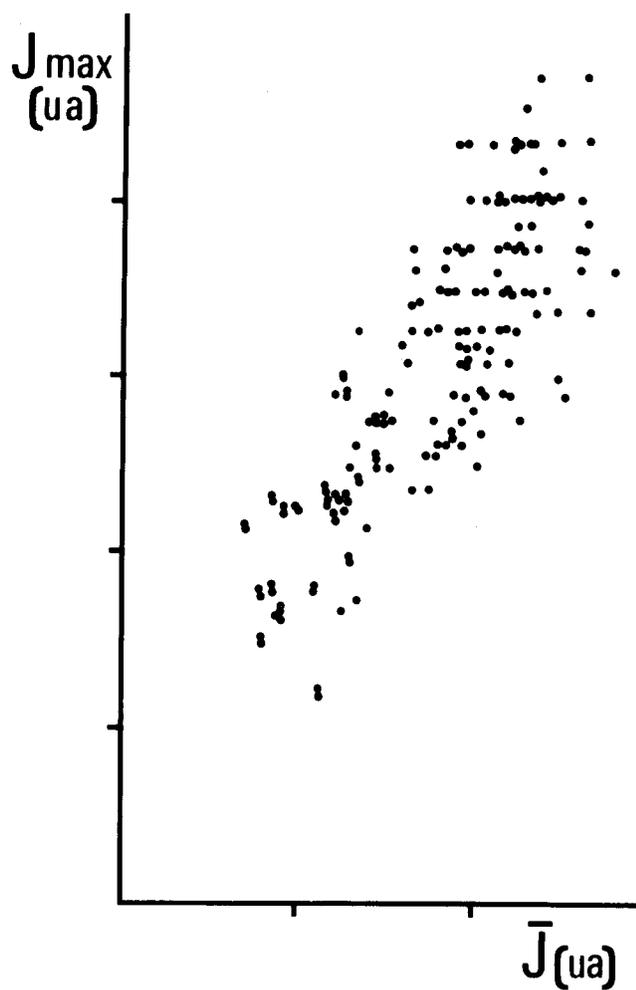
relevées au cours de deux examens.

Afin de vérifier si la valeur moyenne de la vitesse de contraction F/t évoluait de façon parallèle à sa valeur maximale, nous avons également mesuré la pente maximale du tracé de force et tracé un diagramme entre J_{\max} , (max. de dF/dt) et J , (F/t). Comme on peut le constater, sur la figure 50, ces deux valeurs sont approximativement proportionnelles et c'est pourquoi nous n'avons considéré que le rapport F/t , mesurable avec une meilleure précision.

3 - Résultats

Les moyennes ont été calculées sur les cinq sujets. Le temps de contraction (t) croît de 68 ms ($s = 4$) à 137 ms ($s = 10$) lorsque l'inertie croît de 0,18 m²kg à 1,18 m²kg (Fig. 51-a). La dispersion est beaucoup plus faible aux inerties basses. La force maximale atteinte dans le mouvement (F) croît, dans les mêmes limites d'inertie, de 1120 N ($s = 90$) à 1730 N ($s = 180$) (Fig. 51-b). La croissance est plus rapide aux inerties faibles qu'aux inerties élevées. La force maximale développée tend donc vers un maximum, ce qui est vraisemblablement dû au caractère isométrique de la phase initiale de la contraction contre les fortes inerties.

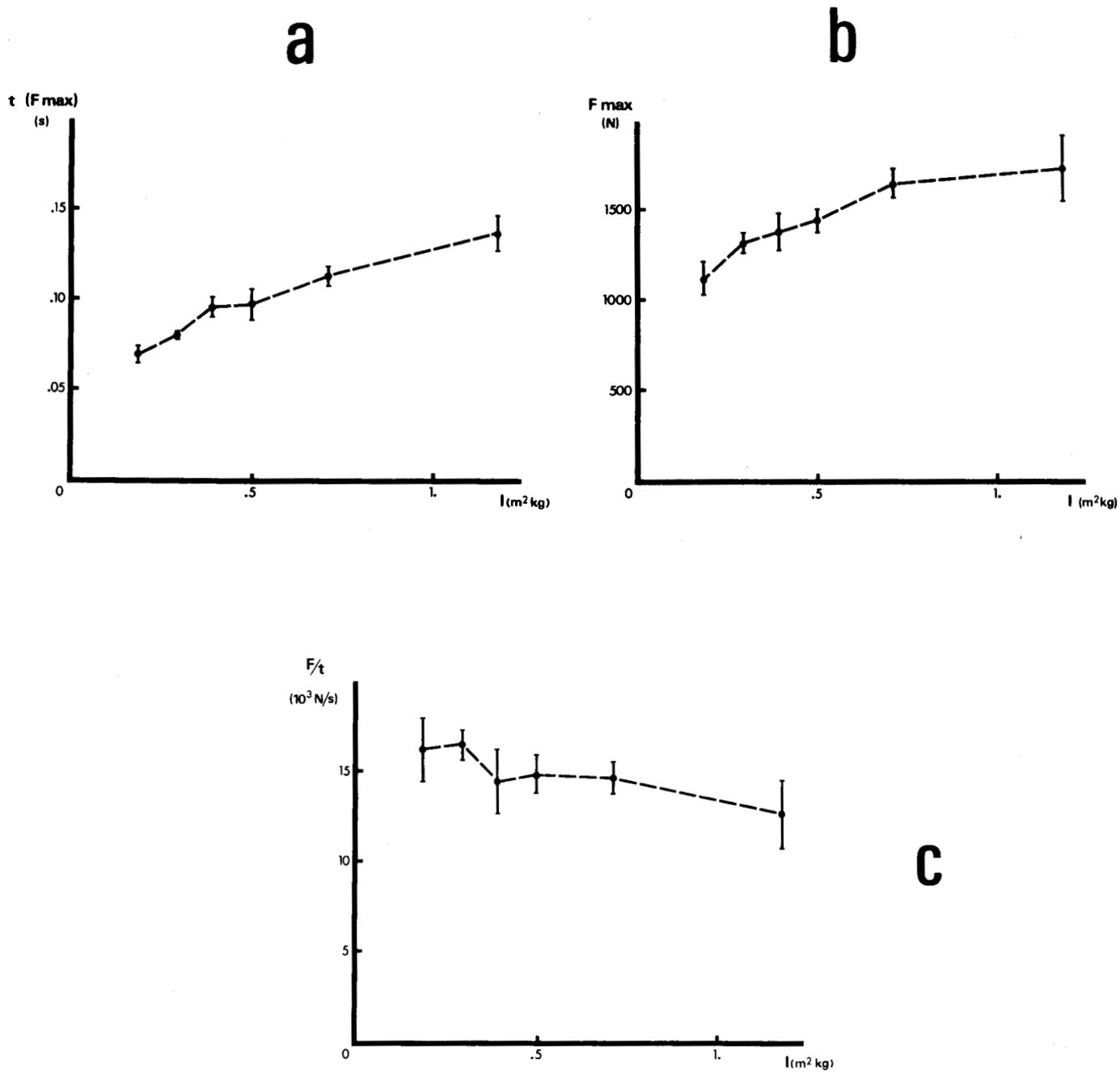
La vitesse de contraction (F/t) décroît avec l'inertie et passe de $16,2 * 10^3$ N/s ($s = 1,8$) à 12,6 N/s ($s = 1,9$) (Fig. 51-c).



- Fig.50 -

Relation entre la valeur maximale (J_{\max}) et la valeur moyenne de la vitesse de contraction (\bar{J}) dans le mouvement maximal de flexion du coude exécuté contre six inerties différentes.

Les vitesses de contraction sont exprimées en unités arbitraires.



- Fig. 51 -

Relations entre le temps de contraction ($t(F_{max})$), la force maximale (F_{max}), la vitesse de contraction (F/t) et l'inertie (I) dans le mouvement maximal de flexion du coude.

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.

4 - Discussion

Le temps de contraction semble donc lié aux conditions d'exécution du mouvement, plus particulièrement à l'inertie, c'est-à-dire aux résistances extérieures. La valeur la plus faible, déterminée pour la valeur la plus basse de l'inertie, tend vers celle obtenue consécutivement à un choc de stimulation unique (DESMEDT et HAINAUT, 1967). Par contre, l'augmentation des résistances extérieures tend à conférer au mouvement, au moins dans sa phase initiale, un caractère d'isomotricité certain. La valeur la plus élevée du temps de contraction - ici, 137 ms - déterminée pour l'inertie de $1,18 \text{ m}^2\text{kg}$, tend à se rapprocher des valeurs de la contraction isométrique maximale, indiquées par WILKIE (1950) - 250 ms - et par CLARKE (1967) - 260 ms.

Compte tenu du fait que la vitesse de contraction évolue comme la vitesse de croissance de l'électromyogramme des fléchisseurs, il semblerait vraisemblable que l'influence des résistances extérieures sur la vitesse de contraction soit liée aux modalités du recrutement spatio-temporel des unités motrices. Il paraît logique, dans un premier temps, d'exclure une intervention des fuseaux neuromusculaires : en effet, seul le raccourcissement de ceux-ci pourraient provoquer une défacilitation du pool de motoneurones des fléchisseurs. Or, la vitesse de contraction la plus élevée est observée pour l'inertie la plus faible, c'est-à-dire dans la condition la plus éloignée de l'isomotricité.

Par contre, HOUK et coll. (1970) estiment que le gain de la bande des organes tendineux serait de 60 à 75 p.100 de la valeur globale du feed-back négatif en tension (inhibition d'origine

tendineuse + défacilitation d'origine fusoriale). Le fait qu'une résistance externe élevée se traduit par une contrainte importante des tendons pourrait donc expliquer la baisse correspondante de la vitesse de contraction.

Sans éliminer le rôle joué par la composante élastique série, qui joue vraisemblablement un rôle non négligeable (WILKIE, 1950), la vitesse de contraction, dans le mouvement volontaire, pourrait être, en partie, déterminée par certaines régulations du mouvement.

En résumé à ce chapitre, l'étude des propriétés du mouvement maximal de flexion du coude nous a permis d'apprécier le caractère de maximalité de ce mouvement en le comparant à certaines données de la littérature.

L'examen des activités électromyographiques des fléchisseurs montre que, moyennant la présence d'une butée en fin de mouvement, le niveau d'activation reste sensiblement constant pendant la presque-totalité du mouvement. Toutefois, il apparaît une phase de croissance des EMG, correspondant vraisemblablement à un recrutement progressif dans la phase initiale de la contraction. Une étude de cette phase de croissance de la force et de l'EMG suggère quelques hypothèses de la régulation du mouvement.

Dans la phase de constance des EMG, on définit une relation instantanée entre la force du fléchisseur équivalent et sa vitesse de raccourcissement. Cette relation s'adapte à la formulation hyperbolique de HILL (1938) ; les paramètres de l'hyperbole sont comparés à ceux des relations force-vitesse déterminées sur le muscle humain.

Le fait que la relation force-vitesse instantanée soit comparable aux relations établies suivant les méthodes classiques de sa détermination accentue le caractère significatif de l'EMG en tant qu'indice de l'activation du muscle.

- Chapitre V -

ESSAI DE MODELISATION DU MOUVEMENT

| | |
|---|-----|
| A - CONCEPTION ET REALISATION DU MODELE | 135 |
| I - Principes généraux | 135 |
| II - Modèle de muscle | 137 |
| III - Modèle du mouvement du segment corporel | 140 |
| IV - Couplage muscle-segment corporel | 141 |
| B - ETUDE DE L'ADEQUATION DU MODELE | 145 |
| I - Echelons d'activation | 146 |
| 1. Durée du mouvement | 146 |
| 2. Force et accélération | 146 |
| 3. Vitesse de raccourcissement musculaire et vitesse angulaire | 147 |
| 4. Longueur du muscle et déplacement angulaire | 148 |
| II - Rampes d'activation | 148 |
| 1. Durée du mouvement | 149 |
| 2. Force et accélération | 149 |
| 3. Vitesse de raccourcissement musculaire et vitesse angulaire | 150 |
| 4. Longueur du muscle et déplacement angulaire | 150 |
| 5. Discussion | 151 |
| III - Influence du paramètre F_0 | 151 |
| 1. Résultats | 151 |
| 2. Discussion | 152 |

| | |
|---|-----|
| C - APPLICATIONS DU MODELE | 154 |
| I - Travail, puissance et rendement | 154 |
| 1. Travail | 155 |
| 2. Puissance | 155 |
| 3. Rendement | 156 |
| II - Extrapolation aux niveaux d'activation sous-maximaux | 157 |
| 1. Rendement | 157 |
| 2. Puissance | 158 |
| D - DISCUSSION ET CONCLUSIONS | 159 |

De nombreux modèles de muscle ont été réalisés. Certains partent de la considération des propriétés viscoélastiques du muscle, déterminées dans des conditions expérimentales (BAHLER, 1968). Mais ils peuvent également être développés par généralisation des propriétés mécaniques de matériaux divers, tels que certains polymères plastiques (APTER et GRAESSLEY, 1970). Complétant le modèle à deux composantes de HILL (1938), TAYLOR (1969) a élaboré un modèle de l'état actif et de la contraction isométrique à partir de la théorie du couplage excitation-contraction de SANDOW et coll. (1965).

D'autres modèles ont été conçus qui tentaient de décrire le mouvement de segments corporels. Dans le modèle de PLAGENHOEIJ (1968), le signal d'entrée est le déplacement, les sorties étant la vitesse et l'accélération. Seul, à notre connaissance, VICKERS (1968) a tenté de réaliser un modèle de muscle couplé à un modèle de mouvement monoarticulaire. Toutefois, le couplage muscle-mouvement a été considéré de façon très schématique et ce modèle ne peut finalement être appliqué que dans une plage réduite de l'excursion de l'articulation.

C'est dans cette dernière perspective que nous nous sommes proposés d'effectuer un essai de modélisation du mouvement, partant des propriétés géométriques de l'articulation et des relations caractéristiques du fléchisseur équivalent. Le signal d'entrée est représenté par le niveau d'activation du muscle.

Ce modèle est donc destiné : i - à déterminer si le comportement du muscle, dans les conditions du mouvement monoarticulaire, peut être décrit par les relations caractéristiques et ii - à examiner les effets de la forme de l'activation sur le mouvement.

A - CONCEPTION ET REALISATION DU MODELE

I - PRINCIPES GENERAUX

Une possibilité d'analyse mathématique directe de l'interaction de différents signaux est de réaliser un modèle regroupant les caractéristiques connues, de tester les différentes conditions expérimentales et d'observer son comportement : c'est le principe de la "computation", qu'elle soit analogique (APTER et GRAESSLEY, 1970) ou digitale (PLAGENHOEF, 1968).

La modélisation analogique permet la simulation continue d'un phénomène et l'enregistrement simultané des variables élaborées par le modèle. De plus, elle permet l'utilisation de fonctions dont la représentation graphique est connue, mais dont la formulation mathématique est malaisée. L'écriture d'un tel modèle s'en trouve donc considérablement simplifiée. Enfin, les signaux d'entrée peuvent être des fonctions complexes, injectées de façon continue. C'est particulièrement le cas, dans le domaine de la biologie, des phénomènes bioélectriques, tels que l'électromyogramme.

Toutefois, les techniques de calcul analogique se heurtent à un certain nombre de difficultés. Certaines sont d'ordre très général - précision limitée, impossibilité de travailler en grandeurs réelles - ; d'autres résultent du fait que certaines opérations mathématiques, théoriquement applicables, ne le sont en fait qu'avec une déformation non négligeable des signaux : c'est plus particulièrement le cas de la dérivation de certaines fonctions.

Si l'on fait le choix de donner une définition mathématique approchée de certaines fonctions et d'utiliser des signaux d'entrée simples, on peut alors utiliser un calculateur numérique. Celui-ci offre les avantages d'une très grande précision de calcul et de l'élaboration d'un plus grand nombre de variables.

Ces techniques de simulation permettent donc de décrire le comportement de systèmes. Un système peut être défini comme un ensemble de sous-systèmes qui réalisent des fonctions élémentaires et qui sont susceptibles de réagir les uns sur les autres (MILSUM, 1966). Le comportement du système est donc déterminé par :

- 1 - Les caractéristiques de ses composants ou de ses sous-systèmes.
- 2 - La nature des liaisons entre ces composants ou ces sous-systèmes.
- 3 - La possibilité de contre-réactions d'un sous-système à un autre.
- 4 - Le signal d'entrée (Input) et les paramètres du système.

Les données qui sont fournies par le système constituent la sortie (Output). Toute variable du système peut être considérée comme une sortie. Le comportement de tout système peut donc être considéré, non seulement par rapport à sa sortie propre, mais également par rapport à tout point où une variable est élaborée.

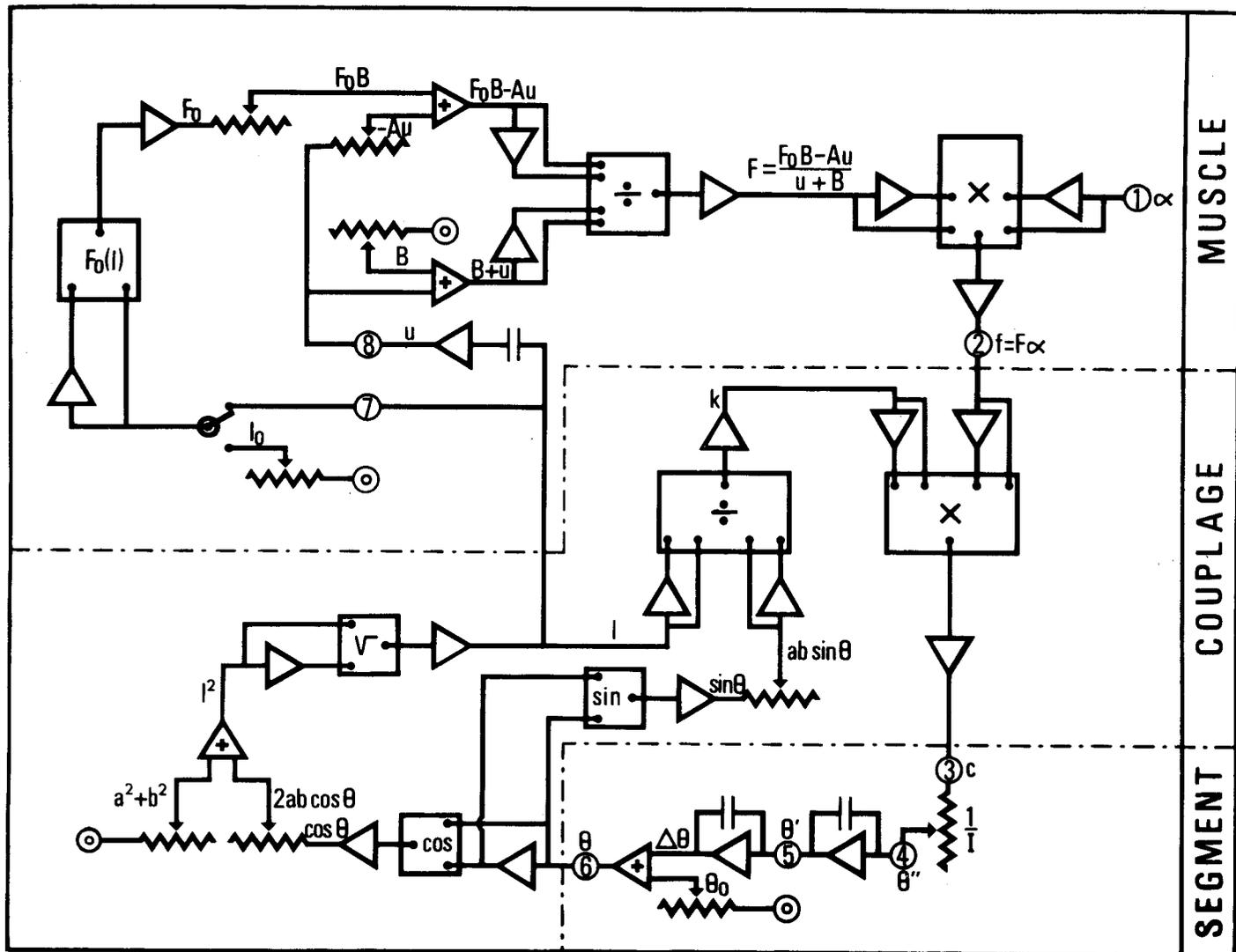
Dans le cas plus particulier d'une simulation du mouvement, on examinera l'évolution des variables mécaniques par rapport au temps. Le comportement du modèle sera décrit par un ensemble d'équations différentielles. On conçoit donc que l'écriture d'un modèle sur ordinateur numérique soit plus compliquée que sur un ordinateur analogique. Pour la clarté de l'exposé du modèle, nous le décrirons dans son écriture analogique nous limitant ensuite à décrire le comportement du même modèle, réalisé sur ordinateur numérique IBM 360. Un fac-similé du programme, écrit en FORTRAN, se trouve en annexe de ce mémoire.

Nous décrirons successivement la simulation du muscle, celle du mouvement du segment corporel et enfin, le couplage muscle-segment corporel. Le muscle étudié est le fléchisseur équivalent, précédemment défini ; le segment est l'avant-bras auquel seront adjointes diverses inerties. Il s'agit donc de l'étude d'une fonction de transfert entre "l'activation" et le mouvement du segment corporel (Fig. 52).

II - MODELE DE MUSCLE

Le modèle de muscle a été établi à partir des relations force-longueur isométrique et force-vitesse instantanée du fléchisseur équivalent, décrites aux chapitres III et IV. Il délivre la valeur de la force F . Soit la relation hyperbolique force-vitesse :

$$(F + A) (u + B) = (F_0 + A) B$$



- Fig. 52 -

Schéma analogique de la modélisation du mouvement de flexion du coude. Les chiffres inscrits dans les cercles correspondent à l'entrée (1) et aux sorties (2 à 8).

qui peut encore s'écrire :

$$F = \frac{(F_0 + A) B}{u + B} - A \quad \text{ou} \quad F = \frac{F_0 B - Au}{u + B} \quad (1)$$

On voit qu'à une valeur de u , correspond une valeur de F . A l'instant t_0 où u est nul, la force développée est égale à F_0 .

Or, la valeur de F_0 , de par la relation force-longueur isométrique, est une fonction de la longueur l . Plus précisément, elle peut être fonction, soit de la longueur initiale du muscle (l_0), soit de sa longueur instantanée (l). L'expression de la force peut donc s'écrire de deux façons (ABBOTT et WILKIE, 1953) :

$$F = \frac{F_0(l_0) B - Au}{u + B} \quad (2)$$

$$\text{ou :} \quad F = \frac{F_0(l) B - Au}{u + B} \quad (3)$$

Ces deux formulations seront testées et leur adéquation examinée dans le cas du mouvement maximal.

Enfin, il convient de pouvoir étudier le comportement du muscle dans des conditions d'activation sous-maximale. A cet effet, nous avons fait intervenir un coefficient d'activation α , dont les valeurs sont comprises entre 0 et 1. Ce coefficient peut être choisi, ou constant, ou fonction du temps. Le problème est de savoir sur quels facteurs de l'équation force-vitesse il doit intervenir.

Compte tenu de la relation force-longueur isométrique, déterminée en activation maximale et sous-maximale, on pourrait simplement remplacer le terme F_0 par αF_0 . Dans ces conditions, on peut calculer la vitesse maximale de raccourcissement u_0 .

De l'équation (1) on tire l'expression de u :

$$u = \frac{F_0 B - BF}{F + A}$$

Posant que α intervient sur F_0 et que $F = 0$, on obtient :

$$u_0 = \frac{\alpha F_0 B}{A}$$

D'après cette relation, u_0 est fonction de α , donc variable. Or, d'après les résultats expérimentaux de BIGLAND et LIPPOLD (1954), les relations force-vitesse tracées pour des niveaux d'activation sous-maximaux montrent que si la valeur de F_0 est effectivement une fonction du niveau d'activation, donc variable, la valeur de u_0 reste constante quelle que soit la valeur de α . Sans faire d'hypothèse, comme ces auteurs, sur la valeur du rapport a/F_0 , nous avons fait porter le coefficient à la fois sur F_0 et sur A , ce dernier ayant les dimensions d'une force. L'expression de u_0 devient :

$$u_0 = \frac{\alpha F_0 B}{\alpha A} = \frac{F_0 B}{A}$$

Dans ces conditions, u_0 est indépendant de α : c'est cette écriture que nous retiendrons et l'expression des relations (2) et (3) devient :

$$f = F \alpha = \alpha \frac{F_0 (l_0) B - A u}{u + B} \quad (4)$$

$$f = F \alpha = \alpha \frac{F_{0(l)} B - A u}{u + B} \quad (5)$$

Finalement, l'expression de la force développée par le fléchisseur équivalent nécessite la connaissance du niveau d'activation (α), de la longueur du muscle (l), de la vitesse de raccourcissement (u) et des constantes A et B déterminées expérimentalement.

III - MODELE DU MOUVEMENT DU SEGMENT CORPOREL

Le modèle de mouvement délivre la valeur du déplacement angulaire Θ . On applique un couple (C), dont le calcul sera explicité plus loin, à une inertie (I). Celle-ci est fixée et représente le segment déplacé, par rapport à un axe vertical, celui de rotation du coude. Ceci permet le calcul de l'accélération angulaire (Θ'').

On considère d'autre part que, la vitesse angulaire initiale étant nulle, la vitesse angulaire instantanée (Θ') est donnée par l'intégration de Θ'' par rapport au temps t . L'instant du départ du mouvement est t_0 . On écrit :

$$\Theta' = \int_{t_0}^{t_i} \Theta'' dt \quad \text{à l'instant } t_i.$$

De la même façon, on calcule la position angulaire (Θ) de l'articulation par rapport à l'extension complète du coude. Soit Θ_0 l'angle initial de l'articulation ; on écrit :

$$\Theta = \Theta_0 + \int_{t_0}^{t_i} \Theta' dt \quad \text{à l'instant } t_i.$$

Dans l'application sur calculateur numérique, ces intégrations sont effectuées par pas d'intégration d'une durée (τ) de 10 milli-secondes. L'intégration ne peut donc être bornée que par rapport au temps. Soient Θ_f l'angle final du mouvement et $t(\Theta_f)$ la durée du mouvement. $t(\Theta_f)$ n'étant que rarement un multiple entier de τ , Θ_f est compris entre $\Theta(t_n)$ et $\Theta(t_n + \tau)$. Dans ces conditions, l'intégration est arrêtée au temps t_n et la valeur de $t(\Theta_f)$ est obtenue en extrapolant les valeurs de t par rapport à $\Theta(t_n)$ et $\Theta(t_n - \tau)$.

En définitive, le calcul de Θ peut être fait en se donnant les conditions du mouvement, c'est-à-dire, le moment d'inertie, l'angle de départ et l'angle de fin du mouvement. Dix conditions d'inertie seront considérées, allant de 0,1 m²kg à 1,0 m²kg. L'angle de départ est de 30 degrés et l'angle d'arrivée de 120 degrés.

IV - COUPLAGE MUSCLE - SEGMENT CORPOREL

Ce couplage peut être effectué soit en transformant les variables mécaniques du mouvement en variables mécaniques musculaires, soit en pratiquant de façon inverse. Nous avons choisi de

transformer l'angle de l'articulation (Θ) en longueur du muscle (l), la vitesse angulaire (Θ') en vitesse de raccourcissement musculaire (u) et la force du muscle (F) en couple de flexion (C). Ce choix a été fait aux fins de simplifier les équations utilisées.

Rappelons les équations de calcul des variables mécaniques musculaires exposées au chapitre I :

$$l = a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta$$

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

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

Si nous désignons par k le rapport :

$$\frac{ab \sin \Theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \Theta}}$$

on voit que les équations à appliquer seront :

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

$$u = k\Theta'$$

$$C = kF$$

La relation $C = kF$ est celle du calcul du couple lorsque l'activation (α) est maximale. Quand α n'est pas maximal, c'est-à-dire inférieur à 1, la relation s'écrit :

$$C = kf = kF\alpha$$

Ces équations ont été utilisées dans l'application sur calculateur numérique. Dans le cas particulier de la modélisation sur calculateur analogique (Fig. 52), la vitesse (u) est calculée au moyen d'un amplificateur opérationnel dont la capacité à l'entrée est de 1 microfarad et la résistance de bouclage de 1 mégohm : on applique alors l'équation : $u = dl/dt$.

En résumé,

. le signal d'entrée est α , c'est-à-dire le niveau d'activation considéré comme pouvant être l'amplitude du signal EMG du fléchisseur équivalent ou plus précisément sa valeur efficace.

. les constantes du modèle sont l'angle de départ, l'inertie et les dimensions anthropométriques du sujet.

. les sorties sont la force développée par le fléchisseur équivalent (f), sa vitesse de raccourcissement (u), sa longueur (l), le couple de rotation (C), l'accélération angulaire (Θ''), la vitesse angulaire (Θ') et la position angulaire (Θ).

De plus, dans l'application réalisée sur calculateur numérique, ont été calculées :

- . l'énergie cinétique ($1/2 I\Theta'^2$)
- . la puissance instantanée (fu)
- . le "rendement" (R) calculé à chaque instant t_i par la relation :

$$R = \frac{1/2 I \theta'^2}{\int_{t_0}^{t_i} \alpha dt}$$

On notera que ce "rendement" doit être ici considéré comme ayant les mêmes dimensions que celui défini précédemment par la relation :

$$R = \frac{W}{Q_B + Q_{BR}}$$

B - ETUDE DE L'ADEQUATION DU MODELE

Si le modèle est adéquat, il doit permettre de décrire le mouvement et, plus particulièrement, de prévoir le décours temporel des variables mécaniques, tant au niveau du muscle (TAYLOR, 1969) que du segment corporel (PLAGENHOEF, 1968). Notre propos n'est pas ici de décrire, à partir du modèle, tous les mouvements exécutés par les différents sujets, dans toutes conditions d'inertie. Nous nous proposons simplement de vérifier si le modèle de muscle, tel qu'il a été défini peut, moyennant un signal d'entrée approprié, prévoir, pour un sujet (F.B.) et une condition d'inertie, le décours temporel de Θ'' , Θ' , $\Delta\Theta$, f , u et Δl , ainsi que la durée du mouvement (t).

Pour l'étude de l'adéquation, nous considèrerons que le niveau d'activation (α) est maximum, c'est-à-dire égal à 1. Si l'on postule qu'il s'agit d'un mouvement maximum, on envisagera tout d'abord de décrire l'activation par un échelon d'amplitude égale à 1 et qui reste constant jusqu'à la fin du mouvement.

Les paramètres de la relation force-vitesse sont $A = 880$ et $B = 0,56$, c'est-à-dire des valeurs proches de celles déterminées sur le sujet F.B.. La relation force-longueur isométrique a été représentée par une série de segments de droite dont on trouvera les équations et les bornes dans le fac-simile du programme figurant en annexe (FUNCTION PO(VAR)) : il s'agit là d'une approximation qui n'entraîne qu'une faible erreur, inférieure à 1 p.100, sur le calcul de la force.

Nous examinerons tout d'abord les tracés obtenus à l'aide de l'équation (4) où $F_0 = f(I_0)$, nous réservant par la suite, d'examiner ceux obtenus à partir de l'équation (5) où $F_0 = f(I)$. Nous désignerons par variables calculées, celles obtenues à partir du modèle et par variables observées, celles obtenues à partir des mouvements exécutés par le sujet.

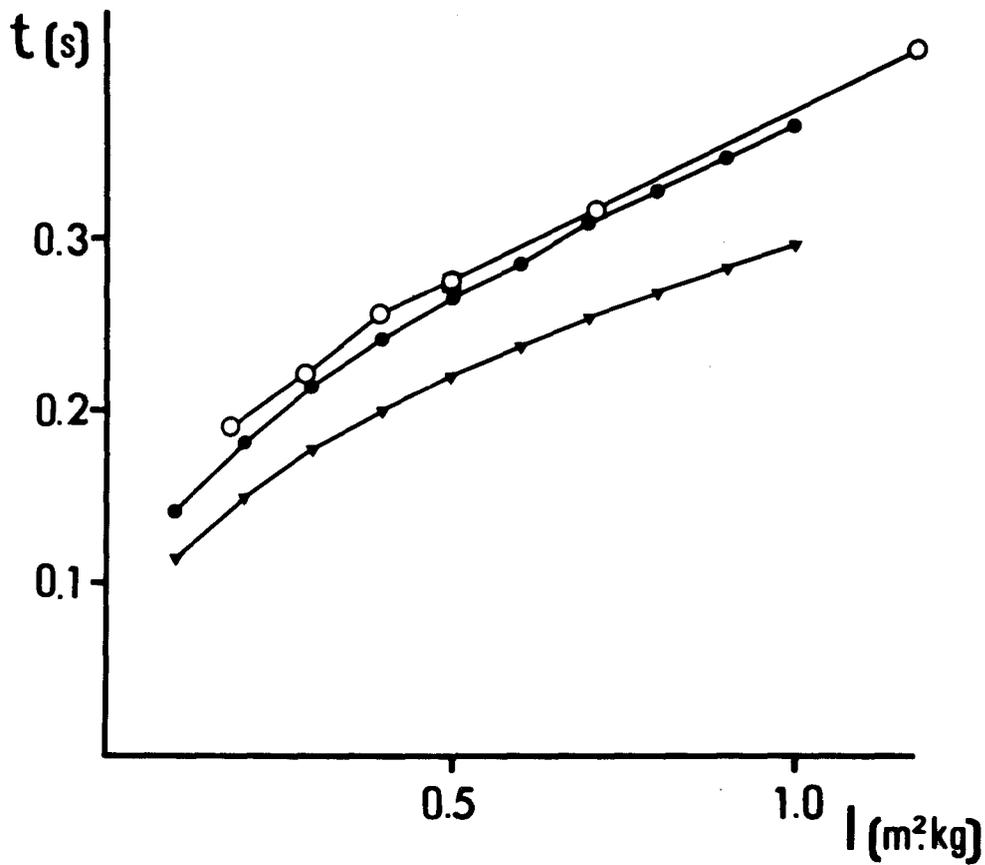
I - ECHELONS D'ACTIVATION MAXIMALE

1 - Durée du mouvement

Comme le montre la figure 53, la durée du mouvement croît avec l'inertie ; la croissance est plus rapide pour les faibles valeurs de cette inertie. Ces temps, comparés aux temps observés, sont inférieurs d'environ 60 millisecondes, bien que l'allure générale de la relation $t = f(I)$ soit identique. Une même condition d'inertie - $0,5 \text{ m}^2\text{kg}$ - étant remplie par le modèle et par le sujet, c'est dans cette condition que seront examinés les décours temporels des variables mécaniques.

2 - Force et accélération

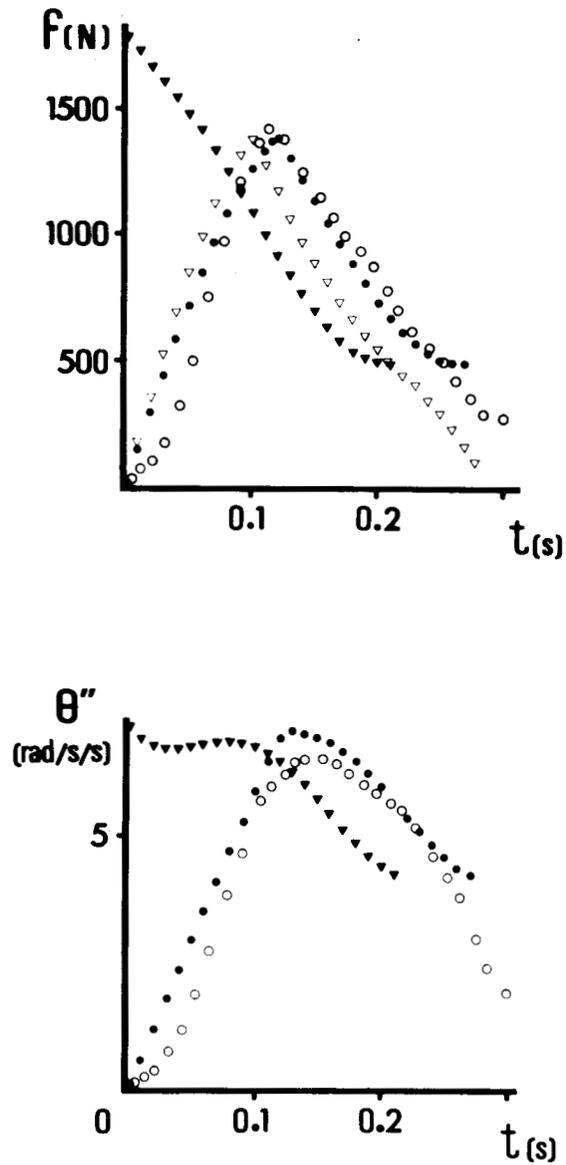
L'activation étant maximale à l'instant t_0 , il s'agit en quelque sorte d'un mouvement de "quick-release". Il fallait donc s'attendre à ce que le début des tracés calculés soit très différent des tracés observés. C'est ce que l'on peut constater sur la figure 54-a qui montre que la force part de sa valeur maximale F_0 alors qu'elle part de zéro quand il s'agit du tracé observé. Toutefois, compte tenu du décalage dans le temps, la partie finale des deux tracés est assez semblable.



- Fig.53 -

Relation entre la durée du mouvement (t) et l'inertie (I) dans les conditions d'activation maximale.

- : mouvements exécutés par le sujet F.B. (valeurs observées)
- ▼: mouvements exécutés par le modèle (échelons d'activation)
- : mouvements exécutés par le modèle (rampe d'activation de 100 ms)
- : mouvement exécuté par le modèle (rampe d'activation de 120 ms) pour l'inertie de $0,5 m^2 \cdot kg$



- Fig. 54 -

Relation entre la force (f) du fléchisseur équivalent, l'accélération angulaire (Θ'') et le temps (t).

(Inertie : $0,5 \text{ m}^2 \cdot \text{kg}$).

- : mouvement observé
- ▼ : mouvement calculé (échelon d'activation)
- : mouvement calculé (rampe d'activation de 120 ms) ; $F_0 = f(l_0)$
- ▽ : mouvement calculé (rampe d'activation de 100 ms) ; $F_0 = f(l)$

Il n'en est pas de même pour le tracé d'accélération angulaire (Fig. 54-b) dont la première partie est d'allure sigmoïde ; de plus, les valeurs de l'accélération calculées sont nettement plus élevées que celles qui sont observées. Ces tracés d'accélération et de force semblent donc un test très sensible à l'adéquation du modèle.

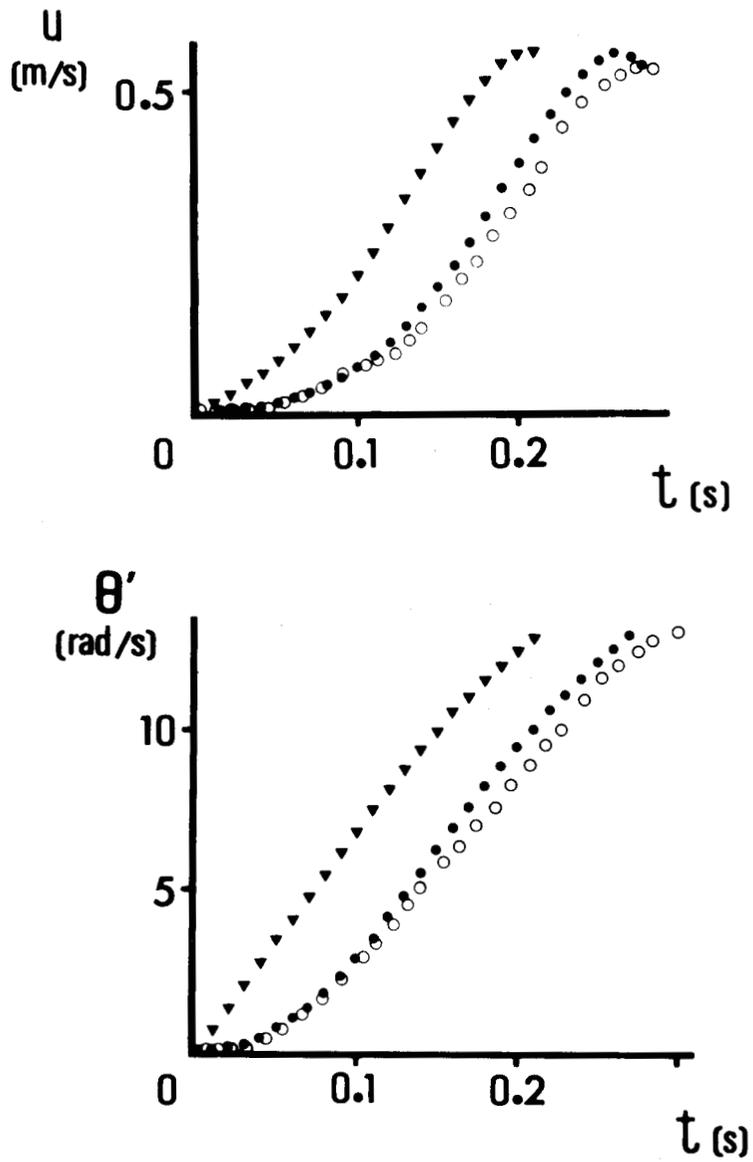
3 - Vitesse de raccourcissement musculaire et vitesse angulaire

Compte tenu du fait que ces variables ont les dimensions de l'intégration des variables précédentes par rapport au temps, on peut s'attendre à ce que l'allure des tracés calculés et observés soient plus proches.

Le tracé de la vitesse de raccourcissement musculaire (Fig. 55-a) est d'allure sigmoïde, comme celui qui est observé, avec toutefois une pente plus forte dans la partie initiale du tracé et un décalage dans le temps, déjà signalé. La valeur maximale atteinte est légèrement supérieure à celle observée ; toutefois, les deux tracés diffèrent légèrement en fin de mouvement, puisque le tracé observé est alors décroissant.

Le tracé de vitesse angulaire (Fig. 55-b) calculé présente approximativement l'allure d'une droite, différant ainsi du tracé observé en début du mouvement. La partie moyenne et la partie finale du mouvement correspondent assez bien aux tracés observés.

Les valeurs maximales atteintes sont comparables.



- Fig.55 -

Relation entre la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent (u), la vitesse angulaire (θ') et le temps (t).
(Inertie : $0,5 \text{ m}^2\text{kg}$).

La signification des symboles est identique à celle de la figure 54.

4 - Longueur du muscle et déplacement angulaire

Nous considérons le raccourcissement Δl à partir de la longueur de départ (l_0) et le déplacement $\Delta \Theta$ à partir de l'angle de départ (Θ_0).

Ces tracés correspondent aux valeurs intégrées des fonctions de u et de Θ' et, comme on pouvait le prévoir, ils sont très proches de ceux qui sont observés (Fig. 56 a et b). Le décalage dans le temps subsiste et on ne peut noter qu'une différence de pente dans la partie initiale du mouvement.

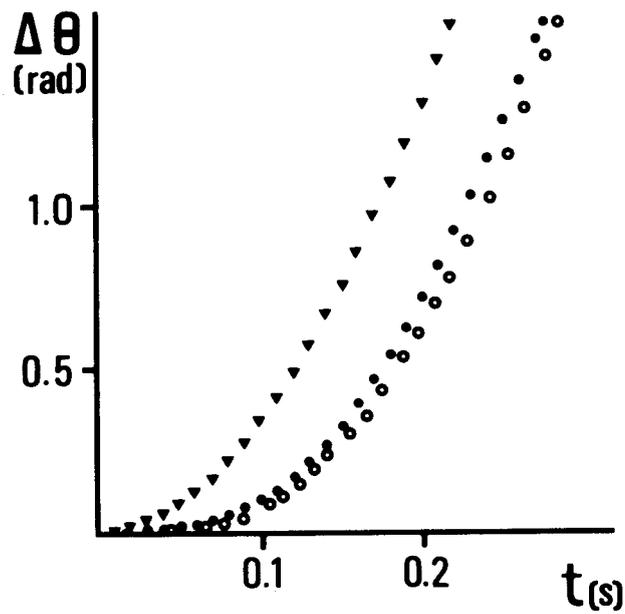
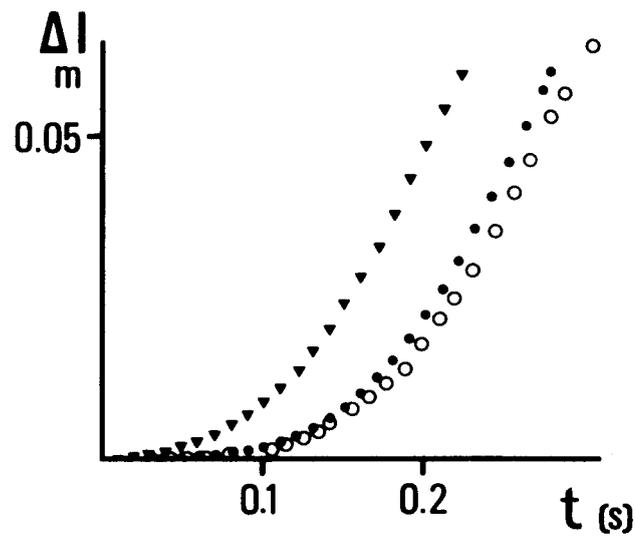
En conclusion, de l'étude de ces échelons d'activation, nous pouvons dire que l'inadéquation de ce modèle a pour effet :

- . un décalage systématique des tracés dans le temps, les mouvements du modèle étant toujours plus courts que ceux du sujet ;
- . une déformation apparente des tracés dans la partie initiale du mouvement, en ce qui concerne Δl , $\Delta \Theta$, u et Θ' ;
- . une incompatibilité quasi-totale des tracés de force et d'accélération, principalement dans la partie initiale du mouvement.

Il convient donc de rechercher un décours de l'activation plus apte à décrire les variables mécaniques musculaires et celles du mouvement, principalement dans sa phase initiale.

II - RAMPES D'ACTIVATION

Sur la base des observations faites précédemment sur le temps de contraction (Fig. 51-a), nous avons défini les fonctions $\alpha = f(t)$, telles qu'elles soient représentées par une rampe allant de 0 à 1, pendant un temps qui est fonction de l'inertie.



- Fig. 56 -

Relation entre le raccourcissement du fléchisseur équivalent (Δl), le déplacement angulaire ($\Delta \theta$) et le temps (t).

Inertie : $0,5 \text{ m}^2\text{kg}$

La signification des symboles est identique à celle de la figure 54.

Ce temps est de 0,06 s pour l'inertie de 0,1 m²kg et augmente de 0,01 s pour chaque augmentation de 0,1 m²kg. La rampe de l'inertie la plus élevée (1,0 m²kg) est donc de 0,15 s. Au delà de cette rampe, α reste égal à 1 jusqu'à la fin du mouvement. La durée de ces rampes ne peut être qu'un multiple entier de τ : c'est pourquoi elles ne correspondent qu'approximativement aux valeurs observées.

1 - Durée du mouvement

Comme le montre la figure 53, l'allure de la relation $t = f(I)$ ne diffère pas sensiblement de celle obtenue pour des échelons de α , mais les valeurs sont beaucoup plus proches des valeurs observées, quoique légèrement inférieures. La durée de la rampe, pour l'inertie de 0,5 m²kg est de 0,1 s. Aussi avons-nous, pour cette inertie, testé l'influence de la durée de la rampe sur le temps du mouvement. Il apparaît sur la figure 53 que l'adéquation semble vérifiée pour une rampe de 0,120 s, ce qui est assez proche de la valeur du temps de contraction du sujet F.B. (0,113 s).

Il ne nous était malheureusement pas possible, compte tenu de l'écriture du modèle, de simuler une rampe de 0,113 s ; aussi considèrerons-nous, dans ce qui suit, un temps de contraction de 0,120 s.

2 - Force et accélération

Aussi bien pour le tracé calculé que pour le tracé observé, la force (Fig. 54-a) présente une phase de croissance à l'issue de laquelle sont atteintes des valeurs maximales comparables. Puis, la

décroissance des deux tracés est assez proche. Toutefois, la valeur de la force calculée en fin de mouvement est plus élevée que la valeur observée.

La partie initiale du tracé calculé est plus rectiligne que celle du tracé observé, mais il faut rappeler à ce sujet que la vitesse de contraction que nous avons définie au chapitre précédent était une vitesse moyenne présentant un décours légèrement différent de celui de la vitesse de contraction instantanée.

L'accélération (Fig. 54-b) peut faire l'objet des mêmes remarques que la force. Toutefois, l'écart entre les valeurs finales calculées et mesurées est plus marqué que dans le cas de la force.

L'introduction de cette fonction $\alpha = f(t)$ semble donc améliorer considérablement l'adéquation du modèle, mais elle ne signifie pas pour autant que le décours de force, dans la phase initiale du mouvement, soit absolument identique à celui de l'activation.

3 - Vitesse de raccourcissement musculaire et vitesse angulaire

L'adéquation est encore plus nette que pour la force et l'accélération. Le début de ces tracés concorde parfaitement avec les tracés observés (Fig. 55 a et b). En dépit d'un bon parallélisme, les tracés calculés indiquent dans la partie finale du mouvement, des valeurs légèrement plus élevées que celles des tracés observés.

4 - Longueur du muscle et déplacement angulaire

Ils peuvent faire l'objet des mêmes remarques que les tracés de vitesse. L'adéquation est meilleure, bien que le tracé calculé croisse légèrement plus vite que le tracé observé (Fig. 56 a et b).

5 - Discussion

Il apparaît que la mise en forme du signal d'activation, définie par les rampes, permet de décrire le mouvement de façon nettement plus adéquate que par les échelons. Cependant, au vu des tracés de force et d'accélération, ces variables sont surestimées en fin de mouvement. On peut penser, en première analyse, que cette surestimation provient du fait que F_0 est considéré comme constant. Nous allons donc examiner, sur le tracé de force, les résultats obtenus à partir de l'équation (5).

III - INFLUENCE DU PARAMETRE F_0

Comme nous l'avons déjà précisé, ABBOTT et WILKIE (1953), examinant la relation entre la relation force-vitesse et la relation tension-longueur, sur le sartorius de grenouille, avaient constaté que, pour les longueurs inférieures à la longueur de repos, le terme $F_0(l_0)$ devait être remplacé par $F_0(l)$. L'équation 5, introduite dans le modèle, nous permet de tester cette hypothèse.

1 - Résultats

Sur la figure 54-a, nous avons tracé le décours temporel de la force, obtenu pour une inertie de $0,5 \text{ m}^2\text{kg}$. On peut constater que la branche descendante de ce tracé présente un décalage dans le temps avec celui obtenu à partir de l'équation (4). Mais il s'agit ici d'une rampe dont la durée est de $0,1 \text{ s}$ et non de $0,12 \text{ s}$. Ce décalage peut donc être expliqué par la différence du temps de contraction.

Cependant, une autre considération semble beaucoup plus importante. Le tracé de l'équation (5) décroît jusqu'à des valeurs beaucoup plus basses que celui de l'équation (4) et même inférieures à celles obtenues sur le sujet. Si la pente du tracé (4) décroît en fin de mouvement, tout comme celui du tracé observé, il n'en est pas de même de celui de l'équation (5) dont la pente semble plutôt augmenter en fin de mouvement.

2 - Discussion

Le fait que la force atteinte en fin de mouvement, sur le tracé observé, soit plus basse que la valeur calculée à partir de l'équation (4) pourrait provenir de ce que l'activation ne reste pas strictement maximale jusqu'à la fin du mouvement observé.

Il est donc difficile, dans ces conditions, d'affirmer que l'équation (5) puisse être appliquée dans les conditions particulières des mouvements étudiés, ce qui pourrait plus simplement signifier que les longueurs de muscle explorées sont toujours supérieures à la longueur de repos du muscle in situ.

En résumé, à l'étude de l'adéquation du modèle, il apparaît que la relation force-vitesse instantanée, appliquée à la simulation du fléchisseur équivalent, permet de décrire le mouvement de façon assez satisfaisante, pour le peu que l'on tienne compte de la forme du signal d'activation. Toutefois, l'adéquation semble moins bien vérifiée dans la phase initiale du mouvement. L'allure du développement de la force dans la contraction isométrique volontaire avait été attribuée par WILKIE (1950) à la présence de l'élastique-série. Toutefois, WILKIE n'exclut pas que l'excitation du muscle ne s'établisse que progressivement au début de la contracture volontaire, comme il apparaît

d'ailleurs sur les tracés EMG. Il semble donc nécessaire, à l'avenir, d'améliorer le modèle de muscle en y incluant a) la simulation de l'établissement de l'état actif et b) une composante élastique-série.

C - APPLICATIONS DU MODELE

Nous nous proposons ici d'examiner le comportement du modèle non plus par rapport aux variables mécaniques directement enregistrées au cours des contractions anisométriques, mais par rapport aux grandeurs calculées, telles que travail, puissance et rendement.

De plus, quand un modèle est adéquat, une façon de le tester consiste également de tenter l'extrapolation à des conditions différentes de celles qui ont permis sa conception (BEAUGAS et coll., 1969). Bien que nous ne disposions de tracés expérimentaux que dans les conditions du mouvement maximal, nous examinerons rapidement le comportement du modèle dans des sous-maximales, afin de vérifier si l'allure de certaines relations, particulièrement celles se rapportant à la puissance et au rendement, reste inchangée.

I - TRAVAIL, PUISSANCE ET RENDEMENT

Le travail est calculé par le produit $1/2 IO'^2$, il s'agit donc de l'énergie cinétique à chaque instant. Le travail fourni pendant toute la durée du mouvement est donc calculé à partir de la vitesse angulaire finale.

La puissance est calculée à chaque instant par le produit de la force et de la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent. La puissance moyenne du mouvement est déterminée par le rapport du travail fourni pendant tout le mouvement à la durée de celui-ci.

Le rendement est calculé à chaque instant en divisant le travail par l'intégrale du signal d'activation par rapport au temps. Le rendement moyen est la valeur calculée en fin de mouvement.

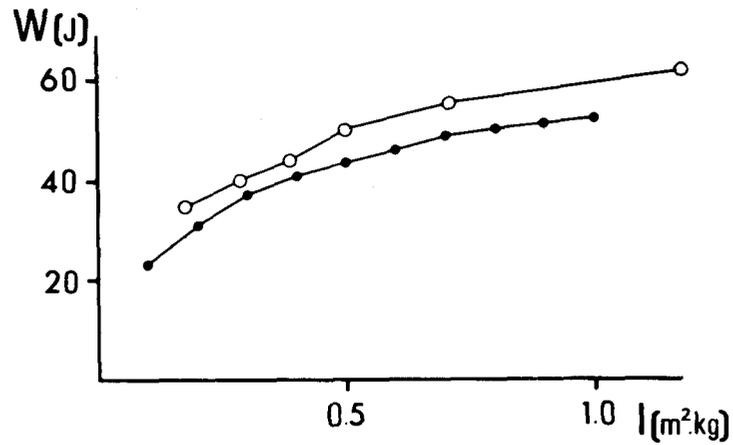
1 - Travail

Nous avons reporté, sur un même graphique (Fig.57), et en fonction de l'inertie, les valeurs du travail, calculé et observé.

Il s'agit d'une relation croissante avec l'inertie, dont la pente est plus forte aux faibles inerties. L'allure générale de la relation calculée est semblable à celle observée. Les valeurs obtenues dans ce dernier cas sont toutefois plus élevées que les valeurs calculées, principalement pour les inerties les plus fortes.

2 - Puissance

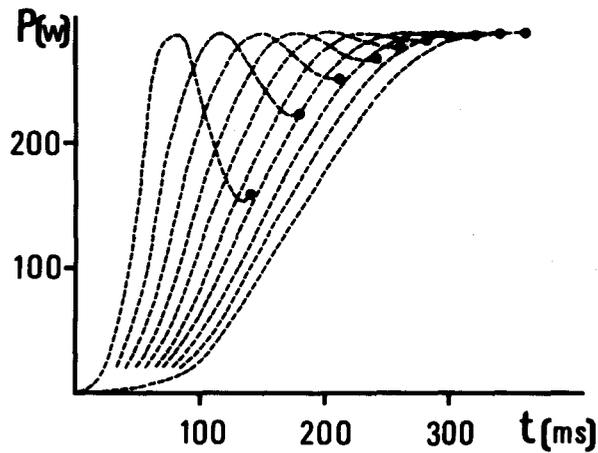
Nous désignons cette variable par le symbole P, et examinons son évolution par rapport au temps (t). Pour les inerties les plus faibles, la relation $P = f(t)$ est représentée par une courbe à maximum (Fig.58) qui présente d'abord une phase de croissance, passe par un maximum puis décroît pour amorcer une légère remontée en fin de mouvement. Cette remontée correspond au fait que la vitesse u décroît légèrement alors que la pente du tracé de force diminue nettement dans cette phase du mouvement. Tout se passe comme si le muscle, après avoir décrit la majeure partie de la relation force-vitesse, commençait à la parcourir en sens inverse. Il faut peut-être y voir là le fait que l'inertie se comporte comme une masse variable vis-à-vis du muscle, que la valeur minimale de cette masse équivalente se situe à un angle légèrement supérieur à 90° , et que cette



- Fig.57 -

Relation entre le travail externe (W), exprimé en joules, et l'inertie (I) dans le mouvement maximal de flexion du coude.

- : valeurs observées (sujet)
- : valeurs calculées (modèle)



- Fig. 58 -

Relation entre la puissance instantanée (P) du fléchisseur équivalent et le temps (t) dans le mouvement maximal de flexion exécuté contre dix inerties différentes (de gauche à droite : 0,1 - 0,2 1,0 $m^2.kg$). Tracés calculés par le modèle avec rampes d'activation .

masse croît de nouveau pour les angles supérieurs. Pour les inerties les plus élevées, la courbe est d'allure sigmoïde et tend à s'établir en plateau à la fin du mouvement.

De l'allure générale de ces tracés, on peut inférer que la puissance moyenne doit présenter un maximum pour une faible valeur de l'inertie. Ce point sera examiné plus loin.

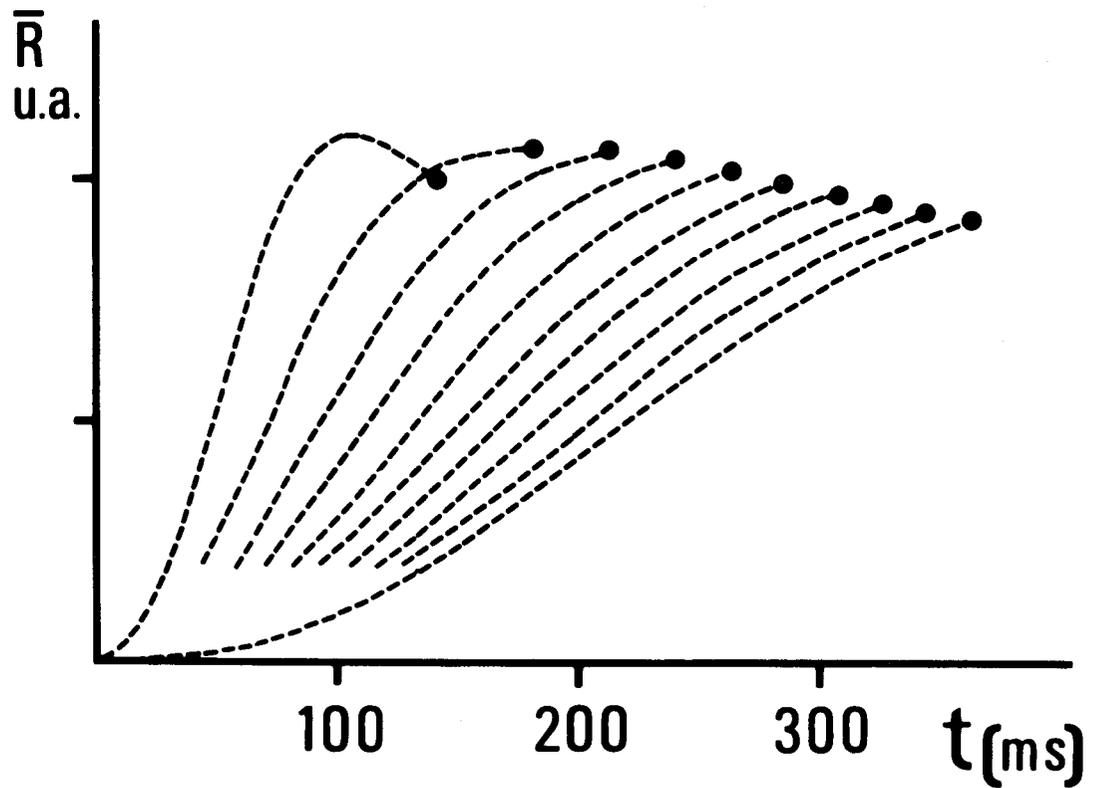
3 - Rendement

La figure 59 représente le décours temporel du rendement pour les différentes inerties. On voit que si la puissance instantanée maximale était indépendante de l'inertie, il n'en est pas de même du rendement (R).

Pour l'inertie la plus faible, ce rendement croît jusqu'à une valeur maximale et décroît en fin de mouvement. Dès l'inertie de $0,3 \text{ m}^2\text{kg}$, ce "rendement" ne présente qu'une phase croissante, d'allure sigmoïde. Le rendement moyen (\bar{R}) du mouvement est représenté par l'ordonnée de la fin des tracés : on peut constater que le rendement moyen présente un maximum pour une inertie située entre $0,2$ et $0,3 \text{ m}^2\text{kg}$.

Il apparaît donc, comme pour le rapport $W/Q_B + Q_{BR}$ (voir chapitre IV) qu'il existe une condition d'inertie pour laquelle le rendement est maximum, en dépit du fait qu'il ne s'agisse pas exactement de la même valeur de l'inertie.

En conclusion, les observations faites sur le travail, la puissance et le rendement, confirment celles qui avaient été faites quant au décours temporel des variables de déplacement de vitesse



- Fig. 59 -

Relation entre le rendement (\bar{R}), exprimé en unités arbitraires, et le temps (t) dans le mouvement maximal de flexion exécuté contre dix inerties différentes (de gauche à droite : 0,1 - 0,2 - ... - 1,0 $m^2 \cdot kg$). Tracés calculés par le modèle avec rampes d'activation.

et de force. Sur la base de la validité de ces résultats, nous pouvons tenter d'extrapoler le modèle à des niveaux d'activation sous-maximaux.

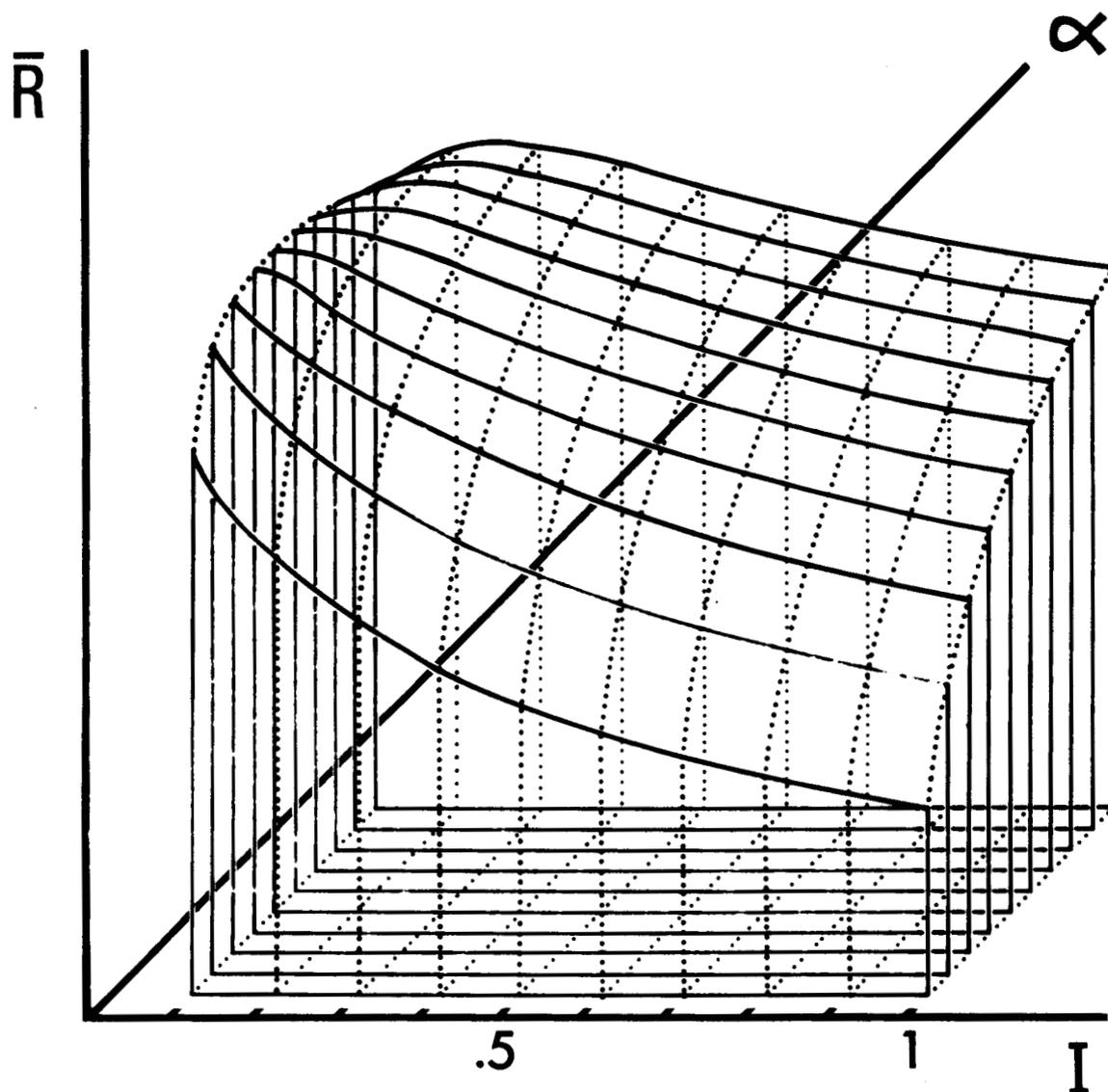
II - EXTRAPOLATION AUX NIVEAUX D'ACTIVATION SOUS-MAXIMAUX

Dans tout ce qui précède, le niveau d'activation (α) est considéré comme maximal, c'est-à-dire égal à 1. Pour les mouvements que nous allons examiner, α est sous-maximal et nous lui avons fixé des valeurs de 0,1 à 1,0. Le signal d'activation a la forme d'un échelon. On ne peut, en effet, postuler que les temps de contraction déterminés au cours du mouvement maximal, et représentés par des rampes dans le modèle, soient les mêmes aux niveaux sous-maximaux.

De ce fait, comme il a été montré plus haut, la durée des mouvements est plus courte que dans le cas de rampes d'activation. C'est pourquoi, nous ne décrivons pas le décours temporel des variables musculaires et de celles du mouvement.

1 - Rendement

La figure 60 représente un bloc diagramme des relations entre le rendement moyen (R) et l'inertie (I) pour différents niveaux d'activation (α). Pour les niveaux d'activation inférieurs ou égaux à 0,6, le maximum de rendement correspond toujours à l'inertie la plus basse (0,1 m²kg). Pour les niveaux d'activation supérieurs à 0,6, le rendement maximum est déterminé pour une inertie d'autant



- Fig. 60 -

Relations entre le rendement (\bar{R}), l'inertie (I) et le niveau d'activation (α) dans le mouvement de flexion du coude .
 Tracés calculés par le modèle avec échelons d'activation .

plus élevée que le niveau d'activation est lui-même plus élevé. Les mouvements où le niveau d'activation est élevé ont donc un caractère " économique " pour des charges plus élevées que ceux où le niveau d'activation est faible. La relation rendement-inertie déterminée, en activation maximale, tant sur le sujet que sur le modèle, ne serait donc pas applicable aux mouvements sous-maximaux.

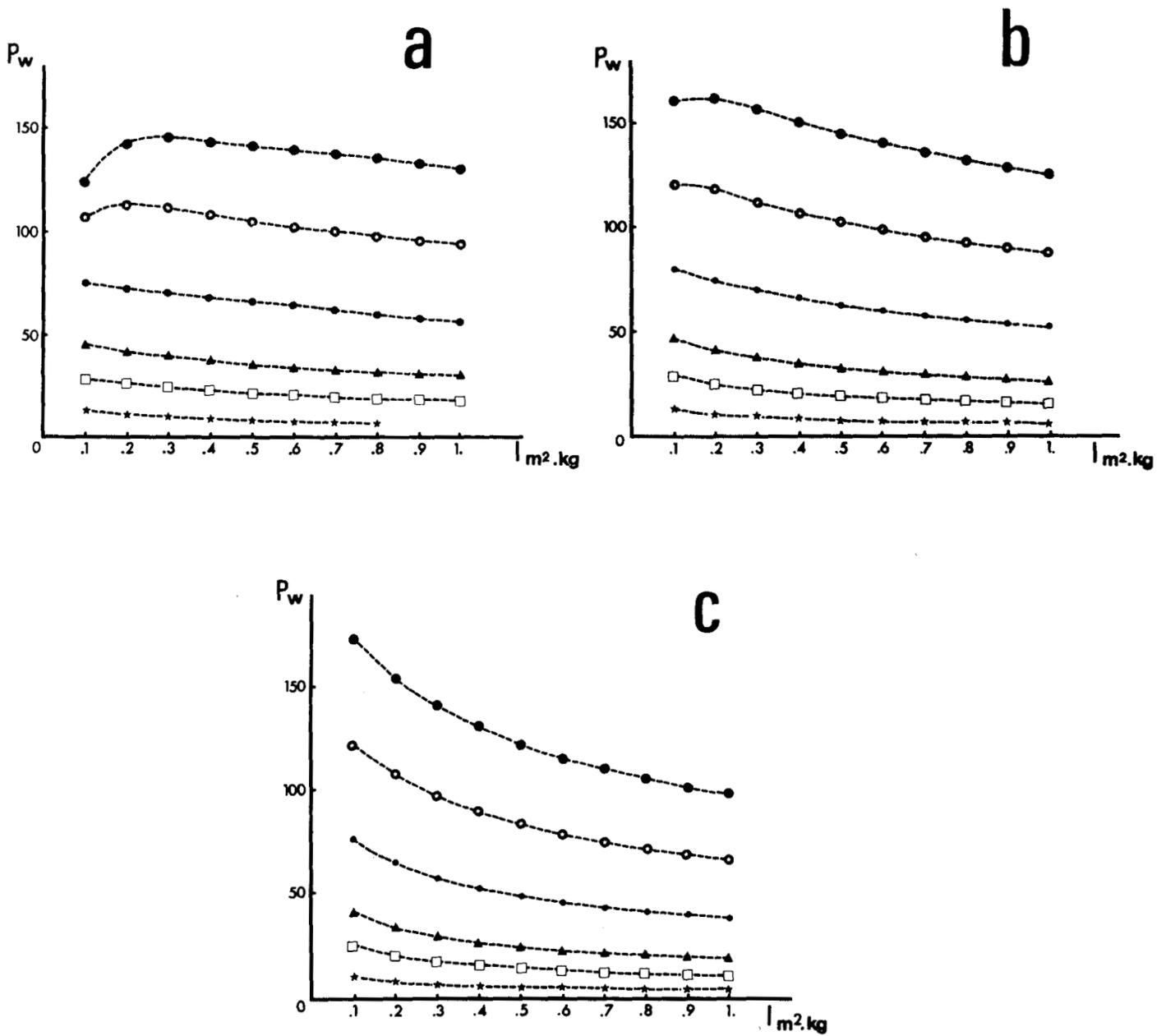
2 - Puissance

Sur la figure 61, la puissance moyenne (W/t) a été représentée en fonction de l'inertie, pour six valeurs de α qui sont 0,1 - 0,2 - 0,3 - 0,5 - 0,8 et 1,0.

Pour les niveaux d'activation 0,8 et 1,0, la puissance présente un maximum pour une condition d'inertie, respectivement 0,2 et 0,3 m^2kg (Fig. 61-a). Pour les niveaux d'activation inférieurs, le maximum de puissance correspond toujours à l'inertie la plus faible. De l'allure générale des tracés, on voit que, pour une inertie donnée, la puissance moyenne n'est vraisemblablement pas une fonction linéaire du niveau d'activation.

Les figures 61 b et c, montrent que l'inertie pour laquelle est déterminé le maximum de puissance dépend de l'amplitude du mouvement.

En résumé, il apparaît qu'il existe, pour tout niveau d'activation, une relation puissance-inertie et une relation rendement-inertie, mais que la forme de ces relations est dépendante a) du niveau d'activation, b) de l'amplitude du mouvement, comme le suggéraient les résultats de SUGGS (1969).



- Fig. 61 -

Relations entre la puissance moyenne (P), exprimée en Watts, et l'inertie (I) pour différents niveaux d'activation (α).

● : $\alpha = 1,0$ - ⊛ : $\alpha = 0,8$ - ● : $\alpha = 0,5$ - ▲ : $\alpha = 0,3$ -
 □ : $\alpha = 0,2$ - ★ : $\alpha = 0,1$.

L'angle de départ est de 30 degrés.

L'angle d'arrivée est de 120 degrés (a), 90 degrés (b) et 60 degrés (c).

D - DISCUSSION ET CONCLUSIONS

Dans le modèle qui vient d'être étudié, le muscle a été défini de façon simplifiée, à partir de ses relations force-vitesse et force-longueur. Moyennant la mise en forme du signal de commande, seule entrée du système muscle-mouvement, il apparaît une certaine cohérence entre les signaux de sortie du modèle et ceux recueillis au cours du mouvement exécuté par le sujet. En outre, le paramètre F_0 de la relation force-vitesse est fonction de la longueur initiale du muscle et non de sa longueur instantanée.

Il semblerait donc que la relation force-vitesse soit une propriété instantanée du muscle et que l'électromyogramme de surface puisse être considéré comme un indice du niveau d'activation.

Si ce modèle définit le fléchisseur équivalent de façon plus schématique que certains modèles de muscle isolé (BAHLER, 1968 ; TAYLOR, 1969 ; APTER et GRAESSLEY, 1970) il présente par contre l'avantage de pouvoir examiner le comportement du muscle dans les conditions du mouvement naturel. Il apporte, en outre, par rapport au modèle de VICKERS (1968), une définition plus précise du couplage entre le muscle et le segment. L'importance de la définition de ce couplage ressort de l'étude des conditions d'inertie et d'amplitude du mouvement, pour différents niveaux de l'activation du fléchisseur équivalent.

Enfin, compte tenu d'une relative inadéquation du modèle au début du mouvement, principalement au regard de la force du

fléchisseur équivalent, il serait nécessaire d'améliorer le modèle de muscle en simulant a) la phase d'établissement de l'état actif et b) la composante élastique-série. En d'autres termes, il semblerait souhaitable de définir non pas la relation force-vitesse instantanée du muscle, mais celle de sa composante contractile.

- Chapitre VI -

DISCUSSION GENERALE

| | |
|--|-----|
| A - SIGNIFICATION DES PROPRIETES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT | 162 |
| I - Propriétés mécaniques du groupe des fléchisseurs | 162 |
| 1. Relation force-longueur | 162 |
| 2. Relation force-vitesse | 164 |
| II - Constance et maximalité du niveau d'activation | 165 |
| 1. Régulation du niveau d'activation | 165 |
| 2. Constance du niveau d'activation dans le mouvement maximal | 167 |
| a) mouvement volontaire et activités réflexes | 167 |
| b) co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs | 168 |
| 3. Signification de l'EMG en tant qu'indice du niveau d'activation | 169 |
| III - Propriétés mécaniques du muscle et propriétés du mouvement | 170 |
| 1. Déphasage entre les variables mécaniques musculaires et les variables mécaniques du mouvement | 170 |
| 2. Relation force-vitesse et valeur maximale de la force | 172 |
| 3. Relation force-longueur et limitation du mouvement | 173 |
| B - INTERPRETATION DES PROPRIETES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT EN TERMES DE COMPOSANTE CONTRACTILE | 174 |
| I - Relation force-longueur | 175 |
| 1. Problème de l'élasticité | 175 |
| 2. Relation force-longueur de la composante contractile | 176 |
| II - Relation force-vitesse de la composante contractile | 177 |
| 1. Relation force-vitesse durant la croissance de la force | 178 |
| 2. Relation force-vitesse durant la décroissance de la force | 179 |
| 3. Conséquences de la relation force-vitesse de la composante contractile | 180 |

Les propriétés du fléchisseur équivalent peuvent être examinées sous plusieurs angles. En effet, ce muscle fictif a été considéré comme la résultante du groupe des fléchisseurs et, à ce titre, il convient d'examiner la signification de ses propriétés par rapport à celles des différents muscles qu'il représente. Vu les hypothèses initialement posées, cet examen doit essentiellement porter sur deux points : la vérification des hypothèses d'ordre mécanique et d'ordre physiologique. Dans cette dernière perspective, le problème de la constance et de la maximalité de la commande nerveuse du fléchisseur équivalent doit être envisagée.

Cependant, l'appréciation du niveau d'excitation ne peut suffire à définir le mouvement. Les propriétés du mouvement sont déterminées à la fois par le comportement mécanique du muscle et par les caractéristiques du couplage mécanique entre le muscle et le segment corporel. Dans cette perspective, on se propose d'examiner quelques aspects de "l'interface" muscle-segment.

Enfin, les relations caractéristiques du fléchisseur équivalent ont été établies, dans ce qui précède, en termes de muscle, c'est-à-dire à partir des variables mécaniques calculées au point d'insertion. Dans le but de comparer le muscle in situ et le muscle isolé, nous examinerons les propriétés du fléchisseur équivalent en termes de propriétés de la composante contractile.

A - SIGNIFICATION DES PROPRIETES DU FLECHISSEUR EQUIVALENT

Si l'on veut interpréter les propriétés du fléchisseur équivalent en termes de muscles, c'est-à-dire les rapporter à chacun des fléchisseurs, on est conduit à les examiner sous deux aspects. D'un point de vue mécanique, chaque fléchisseur est caractérisé par une longueur de repos, une relation force-longueur isométrique et une relation force-vitesse dont les paramètres peuvent être différents.

Du point de vue de la commande et de la régulation musculaire, les relations ne peuvent être caractéristiques que si le niveau d'excitation des différents fléchisseurs est constant ou, pour le moins, si le rapport entre leurs niveaux d'excitation respectifs reste constant.

I - PROPRIETES MECANIKES DU GROUPE DES FLECHISSEURS

Comme nous l'avons déjà signalé, s'il est relativement simple de calculer la longueur et la vitesse de raccourcissement individuelles des fléchisseurs, le calcul de la force développée par chacun d'eux nécessite un certain nombre d'hypothèses.

1 - Relation force-longueur

Il a été généralement considéré que la force développée par un muscle était proportionnelle à sa section (FRANKE, 1920 ; FENN, 1938 ; STERN, 1971). On pourrait théoriquement, sur ces

bases, calculer le rapport entre la force développée par un muscle et la force totale. Comme le fait remarquer WILKIE (1950), cette hypothèse ne suffit pas et on doit nécessairement tenir compte du fait que les relations force-longueur des différents fléchisseurs sont de forme différente et que leur longueur de repos ne correspond pas nécessairement à une même position de l'articulation.

Il convient donc de se fixer un critère supplémentaire de l'activité de chaque muscle et, en ce sens, FIDELUS (1968) et MORECKI et coll. (1968) ont considéré le niveau d'activité de chacun des fléchisseurs, apprécié par les électromyogrammes, le niveau d'activité de référence correspondant à la valeur de l'EMG pour une contraction maximale. Leurs résultats montrent que les relations couple-angle des différents fléchisseurs du coude n'ont pas la même forme et que, plus précisément, le couple maximum de chacun d'eux n'est pas développé pour une même position de l'articulation. Si cette méthode est assez sensible pour individualiser les relations couple-angle, il est vraisemblable qu'elle pourrait également permettre l'étude des relations force-longueur.

Il serait souhaitable, à ce sujet, d'éviter de poser l'hypothèse de la "force absolue", c'est-à-dire la force par unité de section du muscle, et en ce sens, les méthodes proposées récemment par MESSIER et coll. (1969) pourraient constituer les bases d'étude de ce problème. On pourrait également envisager de mesurer directement la force développée par chaque fléchisseur au moyen d'une technique récemment exposée par BUCHTHAL et SCHMALBRUCH (1970), qui consiste à insérer sur le tendon un capteur de force. Les limitations de cette technique semblent toutefois liées au fait que l'insertion de ce capteur ne permet que de faibles variations de longueur du muscle.

2 - Relation force-vitesse

L'estimation des relations force-vitesse des différents fléchisseurs a été abordée par WILKIE (1950). En plus des hypothèses déjà posées pour la relation force-longueur, WILKIE suppose que le rapport a/F_0 de l'équation caractéristique est de 0,4 pour tous les fléchisseurs et que la vitesse maximale de raccourcissement (V_0) est proportionnelle à la longueur du muscle. Dans ces conditions, les relations force-vitesse tracées pour trois des fléchisseurs, le biceps, le brachialis et le brachioradialis définissent des valeurs différentes de F_0 et V_0 . En sommant ces relations force-vitesse individuelles, on obtient une relation discontinue, qui peut cependant être ajustée à une relation hyperbolique où le coefficient a/F_0 est égal à 0,209.

Les conséquences qu'implique cette analyse sont très importantes. Cela signifie que, au fur et à mesure que la vitesse du mouvement maximal croît, certains muscles atteignent des vitesses de raccourcissement, supérieures à V_0 et, par conséquent, ne participent plus au développement de la force. D'après les résultats de WILKIE (1950), le premier fléchisseur à être ainsi "éliminé" serait le brachioradialis ; il s'agirait ensuite du brachialis. La vitesse maximale de raccourcissement du fléchisseur équivalent correspondrait donc à celle du biceps.

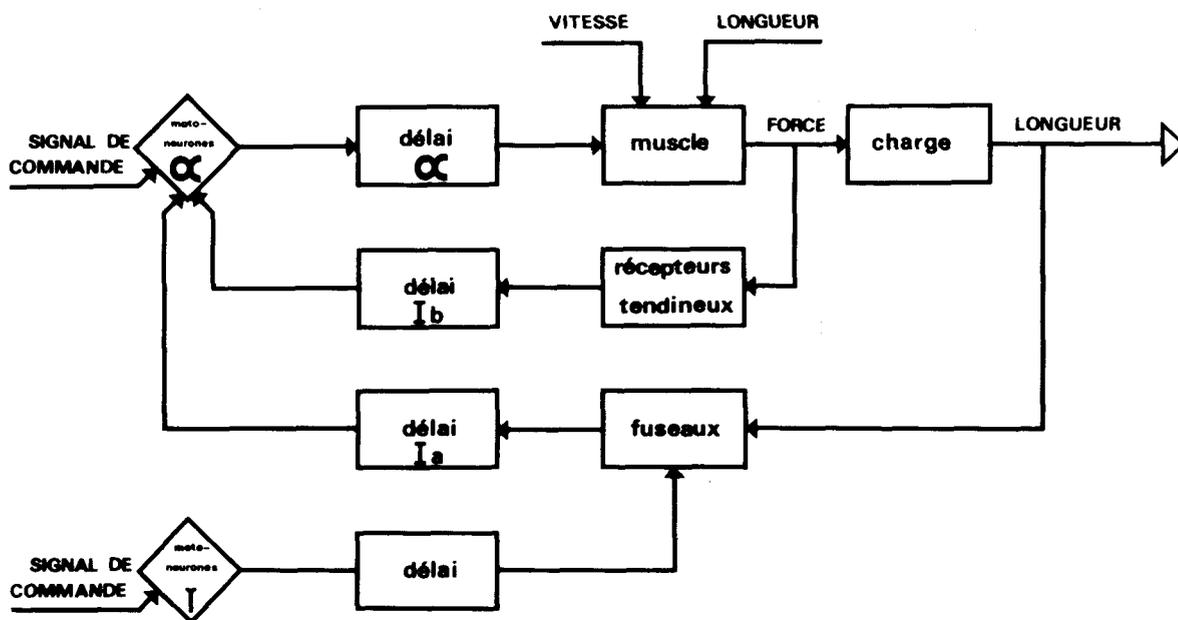
Les perspectives d'étude directe de la relation force-vitesse de chaque fléchisseur sont moins claires que pour la relation force-longueur. En tous cas, elles ne peuvent être actuellement envisagées qu'au moyen des techniques déjà précisées pour l'étude de la relation force-longueur, c'est-à-dire, à partir de la mesure directe de la force exercée sur les tendons.

II - CONSTANCE ET MAXIMALITE DU NIVEAU D'ACTIVATION

La validité des relations caractéristiques du fléchisseur équivalent implique la constance et éventuellement la maximalité du niveau d'activation de différents fléchisseurs. Nous avons constaté que, tant dans la contraction isométrique que dans la contraction anisométrique, le niveau d'activation du biceps et du brachioradialis, apprécié à la fois à partir de l'électromyogramme de surface et à partir de l'électromyogramme intégré, restait approximativement constant pendant la presque totalité du mouvement. De plus, le rapport entre les niveaux d'activation de ces deux fléchisseurs ne présentait pas de variation significative, quelle que soit la résistance opposée au mouvement. Cette remarquable constance semblerait être une propriété du mouvement maximal, puisqu'elle n'apparaîtrait pas dans les mouvements sous-maximaux (BASMAJIAN et LATIF, 1957 ; LESTIENNE et GOUBEL, 1969). Afin de proposer quelques mécanismes susceptibles d'expliquer la constance de l'activation, nous utiliserons un schéma inspiré de ceux de HOUK et HENNEMAN (1968) et qui décrit un système auto-régulé regroupant la commande, l'effecteur et les feed-back de ce système. Le schéma se limite, à l'évidence, aux régulations périphériques du mouvement.

1 - Régulation du niveau d'activation (Fig. 62)

Le pool des motoneurones α reçoit un signal de commande qu'il transmet, avec un certain délai à l'effecteur (muscle). Le muscle développe une force qui, appliquée à une charge, entraîne un déplacement (longueur) : la longueur du muscle diminue et sa vitesse de raccourcissement augmente. Les propriétés du muscle sont telles que longueur et vitesse agissent directement sur le développement de la force. Considéré de cette façon, le comportement du



- Fig.62 -

Représentation schématique du contrôle périphérique de l'activité musculaire.

Explications dans le texte.

système traduit les propriétés de l'effecteur, pour autant que le signal de commande soit connu : il s'agit en quelque sorte d'un muscle isolé.

Des feed-back permettent le contrôle de l'activité de l'effecteur. Nous nous limiterons à ceux qui concernent les fuseaux neuromusculaires et les récepteurs tendineux.

Les fuseaux neuromusculaires sont disposés en parallèle sur les fibres motrices et sont sensibles à la longueur du muscle lorsque celui-ci est étiré passivement. Quand les fibres extrafusoriales se contractent, le signal fourni par les fuseaux diminue. De plus, des structures contractiles, situées dans le fuseau peuvent modifier sa longueur, ajustant ainsi son gain (MERTON, 1953 ; MATTHEWS, 1964). Ces structures contractiles intrafusoriales sont commandées par les fibres γ . Les fuseaux neuromusculaires seraient sensibles à la fois à la longueur et à la vitesse (MATTHEWS, 1962 ; BROWN et MATTHEWS, 1966). Le signal délivré par le fuseau agit sur le pool des motoneurones α ; le feed-back est positif.

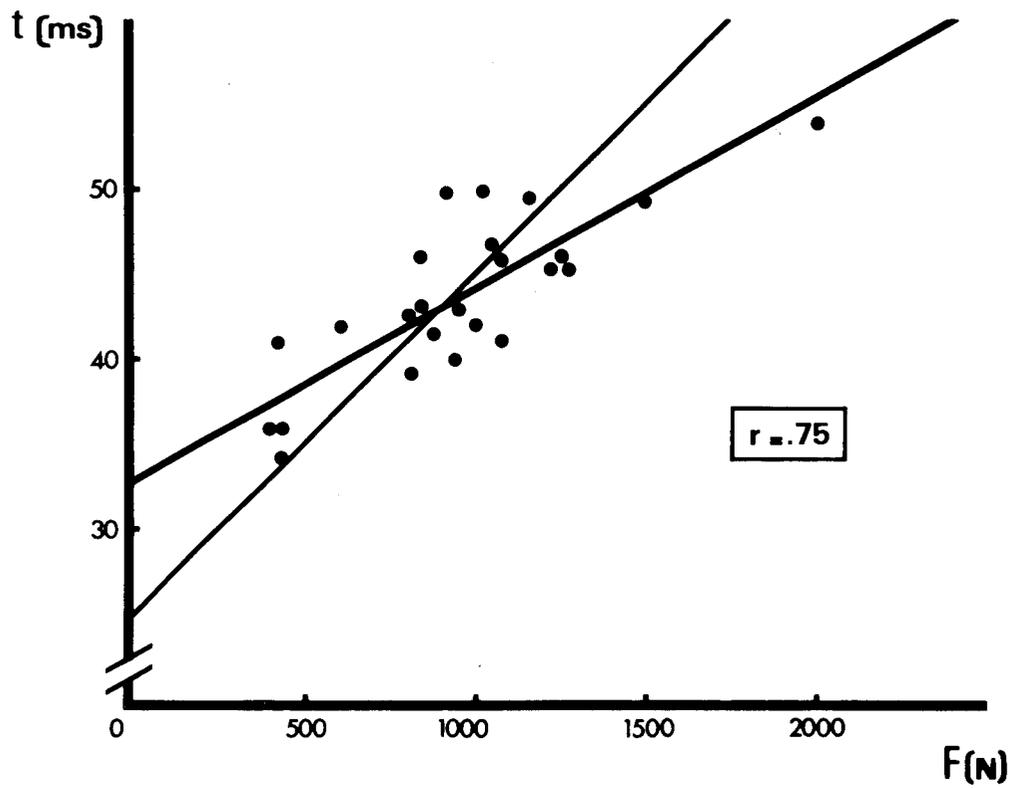
Les récepteurs tendineux sont disposés en série sur les fibres musculaires. En général, plusieurs fibres musculaires agissent sur un récepteur tendineux. Ces récepteurs sont sensibles à la force développée par le muscle en contraction (GRANIT, 1950 ; HOUK et HENNEMAN, 1967) et, à un degré moindre, à l'étirement passif (HOUK et SIMON, 1967). Le signal délivré par le récepteur tendineux agit sur le pool des motoneurones α ; le feed-back est négatif.

2 - Constance du niveau d'activation dans le mouvement maximal

a) Mouvement volontaire et activités réflexes

Abstraction faite de la co-contraction du triceps dans le mouvement maximal de flexion, dont nous discuterons plus loin, l'activation des fléchisseurs semble constante pendant tout le mouvement. D'après le schéma que nous venons de décrire, cela signifierait que le gain du feed-back fusorial des fléchisseurs est constant, voire maximal, et que le feed-back des organes tendineux serait ouvert. De la même façon, il faut admettre que le feed-back fusorial des extenseurs, dont l'effet sur les fléchisseurs est négatif serait également ouvert (GOTTLIEB et coll., 1970).

La comparaison des mouvements volontaires de flexion et des mouvements de quick-release suggère que, durant la flexion volontaire, les fuseaux des fléchisseurs seraient continuellement actifs, vraisemblablement sous l'effet de la commande γ . En effet, nous avons déjà signalé (v. Fig. 18) que le déclenchement d'un mouvement de flexion est suivi, après un délai de 44 millisecondes ($s = 4$), d'une inhibition des fléchisseurs, principalement du biceps (PERTUZON et LESTIENNE, 1971). Les mêmes observations avaient été faites par ANGEL et coll. (1965) et STRUPPLER et coll. (1969). Ces derniers ont même montré que l'amplitude du relâchement affectait la durée de la période silencieuse correspondant à ce réflexe d'unloading. Comme la latence de ce réflexe est liée à la force initiale développée par le fléchisseur équivalent, nous avons suggéré que le réflexe d'unloading était dû à une défacilitation d'origine fusoriale (Fig. 63), suivant en ce sens, les conclusions de HIGGINS et LIEBERMAN (1968).



- Fig. 63 -

Relation entre le temps (t) de la latence du réflexe d'unloading du biceps et la force du fléchisseur équivalent initialement développée (F) dans le mouvement de quick-release de flexion du coude.

Dès lors, la constance du niveau d'activation, dans le mouvement volontaire anisométrique, s'expliquerait par la simultanéité des commandes α et γ (MATTHEWS, 1933 ; VALLBO, 1971). On peut éventuellement avancer à l'appui de ce qui vient d'être dit que la stimulation du cortex moteur activerait à la fois les motoneurons α et les motoneurons γ (VANDERMEULEN et GHEZ, 1970 ; GRIGG et PRESTON, 1971). En outre, le blocage du feed-back négatif, d'origine tendineuse semble probable d'après BROOK et STONEY (1971).

b) Co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs

Dans la contraction isométrique (v. fig. 25) ainsi que dans la contraction anisométrique (v. fig. 34), une légère activité du triceps accompagne celles du biceps et du brachioradialis. Cette co-contraction des antagonistes avait déjà été observée par DERN et coll. (1947). Nous avons déjà précisé l'importance de la butée limitant le mouvement. Elle garantit une meilleure constance de l'EMG et évite une activité phasique des antagonistes dans le mouvement maximal, telle que celle qui apparaît dans le mouvement maximal d'extension (PERTUZON et LESTIENNE, 1968). Les mécanismes responsables de ces co-contractions sont mal connus. Elles ont été observées chez l'animal par stimulation du cortex (BOSMA et GELLHORN, 1946 ; ASANUMA et WARD, 1971), principalement pour les fortes intensités de stimulation.

Comme on l'avait déjà constaté pour les fléchisseurs, il n'apparaît pas d'activité réflexe phasique des extenseurs dans la flexion volontaire maximale, alors que le réflexe d'étirement du triceps est toujours présent dans le mouvement de quick-release

de flexion (v. fig. 18), quelle que soit la force initialement développée par les fléchisseurs (PERTUZON et LESTIENNE, 1971). Comme nous l'avons déjà précisé à propos de la défacilitation réflexe des fléchisseurs, il faut peut-être admettre que dans le mouvement anisométrique maximal, il y aurait coupure du feed-back fusorial des antagonistes (GOTTLIEB et AGARWAL, 1970).

3 - Signification de l'EMG en tant qu'indice du niveau d'activation

Des résultats expérimentaux rapportés aux chapitres III et IV, il ressort que l'EMG est un indice assez fidèle du niveau d'activation du muscle.

En ce qui concerne la contraction isométrique, l'EMG intégré est sensible à la force, ce qui ressortait clairement de la littérature, mais également à la longueur du muscle. En d'autres termes, en considérant des niveaux d'EMG sous-maximaux, il est possible de rendre compte de la relation force-longueur. C'est ce que suggéraient les résultats de BOTTOMLEY et coll. (1963) et de VREDENBREGT et KOSTER (1966).

L'étude de la contraction anisométrique confirme les conclusions précédentes. En effet, il a été possible de tracer une relation force-vitesse instantanée dans les conditions de constance de l'amplitude de l'EMG, ce que suggéraient déjà les résultats de BIGLAND et LIPPOLD (1954).

L'étude du mouvement, effectuée sur modèle, considère comme signal d'entrée un signal dont la forme est déterminée à partir de l'allure des EMG de surface. En ce sens, la commande

du modèle est tout-à-fait comparable à celle choisie par VICKERS (1968). La conformité des tracés expérimentaux et de ceux fournis par le modèle montre que l'EMG a effectivement la signification d'un indice du niveau d'activation.

III - PROPRIETES MECANQUES DU MUSCLE ET PROPRIETES DU MOUVEMENT

Nous avons vu, dans le chapitre IV, que les relations établies d'une part entre la vitesse angulaire maximale et l'accélération angulaire maximale et, d'autre part, entre la force maximale et la vitesse maximale de raccourcissement, n'étaient pas comparables. Il s'agissait pourtant de mouvements maximaux où le niveau d'activation du fléchisseur équivalent était identique.

Si le signal de commande nerveux induit bien le comportement du muscle, les effets de cette commande sur le mouvement sont déterminés, à la fois par la géométrie musculo-squelettique de l'articulation et par les relations caractéristiques du muscle. Nous examinerons ici les interdépendances entre la commande, l'effecteur et le mouvement.

1 - Déphasage entre les variables mécaniques musculaires et les variables mécaniques du mouvement

L'examen des déphasages entre force et accélération d'une part, vitesse de raccourcissement et vitesse angulaire d'autre part, permet d'étudier les interdépendances entre le muscle et le mouvement.

Si l'on transforme l'inertie déplacée en une masse équivalente appliquée suivant la direction du fléchisseur équivalent, on constate que cette masse est une fonction variable de la longueur du muscle et, par conséquent de l'angle de l'articulation (v. chapitre IV). Il en résulte que l'accélération angulaire du segment n'est pas directement proportionnelle à la force développée à chaque instant par le muscle. Il est ainsi possible d'expliquer le déphasage entre les valeurs maximales de la force et de l'accélération (v. fig. 34). Pour l'inertie la plus faible, la force maximale précède l'accélération maximale d'environ 10 millisecondes. Cette précéssion augmente avec l'inertie et atteint une valeur de 60 millisecondes pour l'inertie la plus élevée. Ces valeurs sont en accord avec celles qui sont calculées par le modèle décrit au chapitre V.

Il existe également un déphasage entre les valeurs maximales de la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent et de la vitesse angulaire. Pour l'amplitude du mouvement maximal de flexion que nous avons étudié, le maximum de vitesse de raccourcissement précède toujours le maximum de vitesse angulaire, quelle que soit l'inertie, d'environ 10 millisecondes. Cette valeur correspond également aux observations faites sur le modèle.

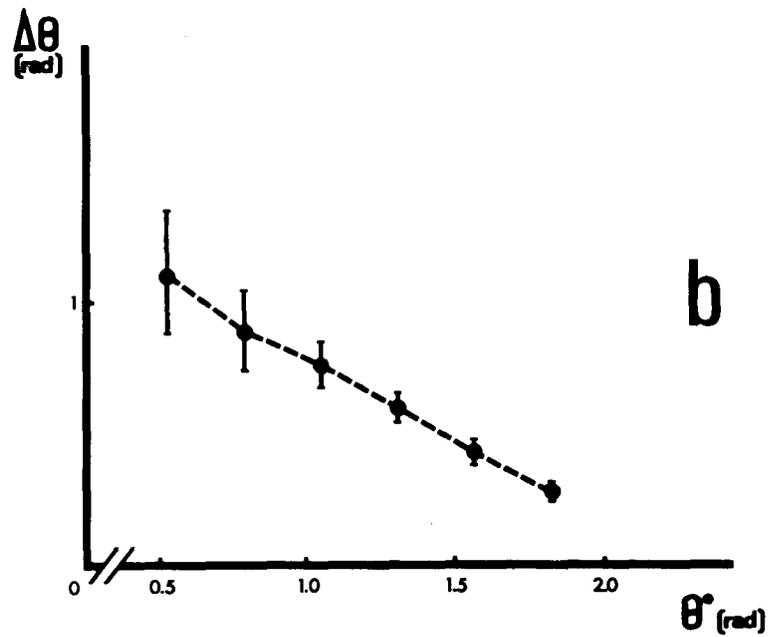
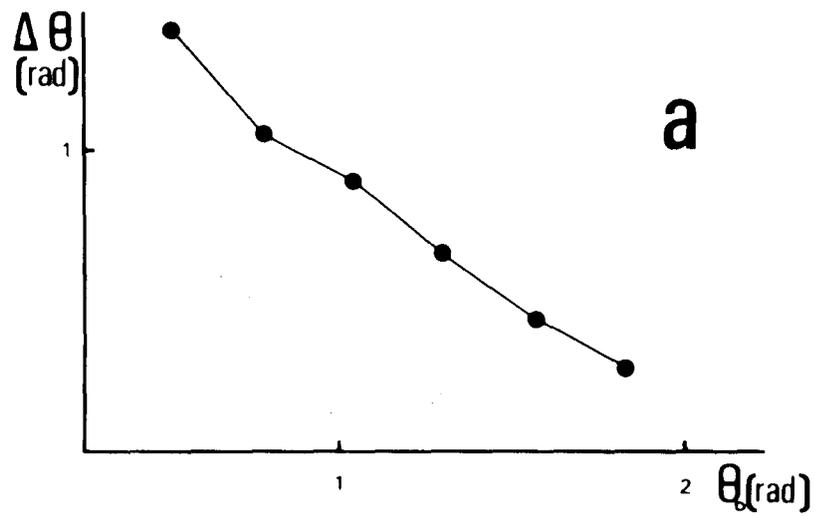
Toutefois, le déphasage de la vitesse semble constant et témoigne de la bonne reproductibilité du mouvement. Nous avons vérifié ce point au cours d'une expérimentation antérieure (PERTUZON et BOUISSET, 1971), dans laquelle nous avons examiné la relation entre la vitesse maximale de raccourcissement du fléchisseur équivalent (u_{\max}) et la vitesse tangentielle maximale du point d'insertion de ce muscle sur l'avant-bras ($\Theta'_{\max} * a$). Bien que le coefficient de corrélation fût élevé ($r = .96$), la pente de la relation différait de 1 et traduisait le déphasage entre u et Θ' . Cependant la valeur

élevée du coefficient de corrélation témoigne de la bonne reproductibilité du mouvement maximal de flexion du coude et justifie le choix de ce mouvement pour l'étude des propriétés mécaniques du muscle *in situ*.

2 - Relation force-vitesse et valeur maximale de la force

Dans la phase initiale de la contraction volontaire anisométrique, étudiée au chapitre IV, nous avons montré que la vitesse de contraction (F/t) était d'autant plus élevée que l'inertie était plus faible (Fig. 51). On pouvait s'attendre, dans ces conditions, à ce que la force maximale développée au cours du mouvement, fût également inversement proportionnelle à l'inertie. Or, on a constaté (Fig. 51) que la force maximale est de 1730 N ($s = 180$) pour l'inertie la plus forte et de 1120 N ($s = 90$) pour l'inertie la plus faible.

Si l'on considère la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent ($u_{F_{\max}}$), mesurée à l'instant où la force est maximale, on voit que $u_{F_{\max}}$ est une fonction décroissante de l'inertie (I). Comme le montre la figure 65, cette vitesse est de 16,5 cm/s ($s = 0,4$) pour l'inertie la plus faible alors qu'elle n'est que de 5,2 cm/s ($s = 0,4$) pour l'inertie la plus forte (respectivement 13 p. 100 et 4,3 p. 100 de la vitesse maximale de raccourcissement u_0). Partant de ces observations, il semble possible d'expliquer la diminution de la force maximale développée par la vitesse de raccourcissement, compte-tenu de la relation force-vitesse du fléchisseur équivalent. La force développée dans les mouvements contre les inerties élevées caractérisait bien le caractère quasi isométrique de la phase initiale de la contraction.

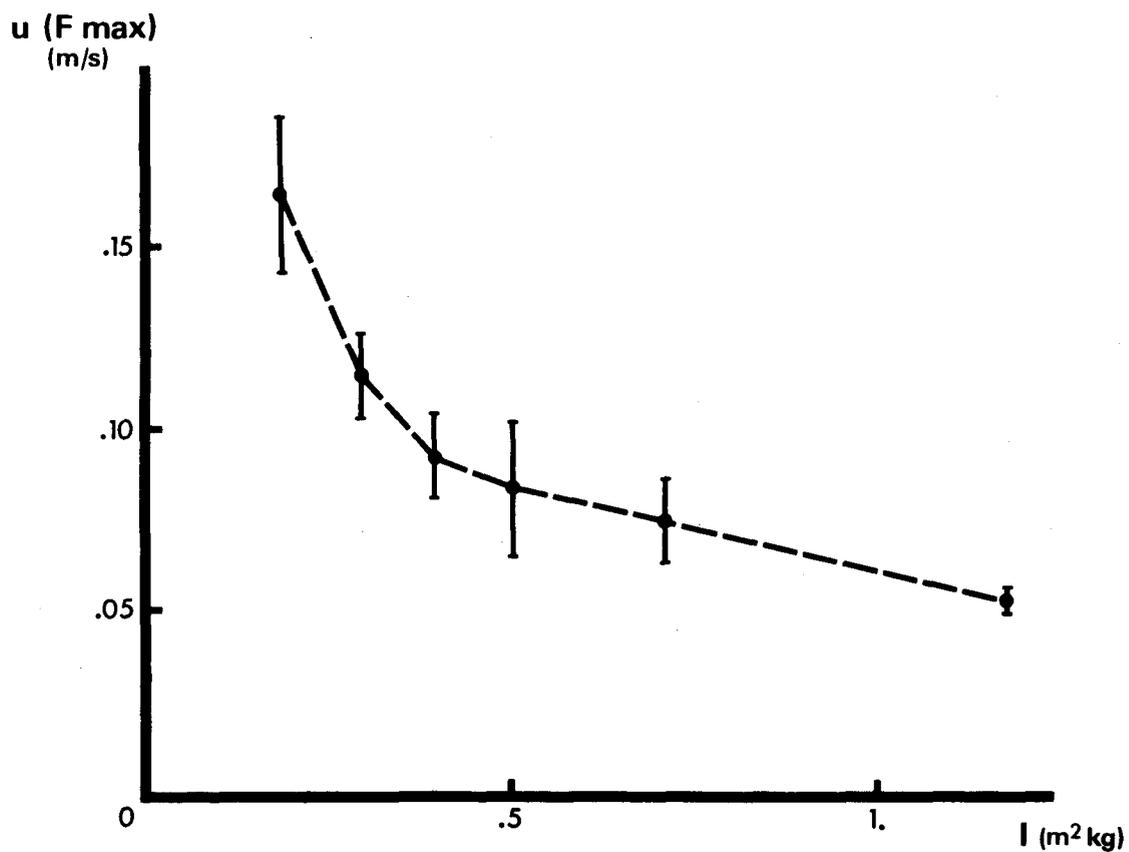


- Fig. 64 -

Relation entre la distance parcourue par l'avant-bras ($\Delta\theta$) et l'angle initial de l'articulation (θ_0), dans le mouvement de quick-release de flexion du coude.

a : sujet F.B.

b : moyennes calculées sur les cinq sujets ; l'écart-type a été porté de part et d'autre de chaque moyenne.



- Fig.65 -

Relation entre la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent, mesurée à l'instant où la force est maximale ($u_{F_{max}}$) et l'inertie (I) dans le mouvement de flexion maximale du coude.

L'écart-type a été porté de part et d'autre de la moyenne calculée sur les cinq sujets.

3 - Relation force-longueur et limitation du mouvement

Un élément supplémentaire en faveur des interdépendances entre la commande et les propriétés de l'effecteur ressort de l'étude des mouvements de quick-release de flexion. Consécutivement au déclenchement du mouvement, apparaît au niveau de l'EMG du triceps, une bouffée d'activité. Il s'agit là d'un réflexe d'étirement dont la finalité apparente est de freiner le mouvement de flexion et d'immobiliser le segment. La latence, mesurée à partir de l'instant où le mouvement est déclenché (v. Fig. 18) est de 48 ms ($s = 8$), et est comparable à celles mesurées par ANGEL et coll. (1965) et par STRUPPLER et coll. (1969).

De plus, nous avons noté (PERTUZON et LESTIENNE, 1971) que cette bouffée d'activité réflexe ne présentait pas de variation d'amplitude et de durée notable pour les différents angles de départ du mouvement.

On devrait s'attendre, dans ces conditions, à ce que la distance parcourue par le segment ($\Delta \Theta$) jusqu'à son immobilisation, soit indépendante de l'angle de départ (Θ_0). Or, sur tous les sujets examinés, il existe une relation inversement proportionnelle entre $\Delta \Theta$ et Θ_0 (Fig. 64). Tout se passe comme si, à une même commande, le triceps graduait sa réponse en fonction de sa longueur. Le fait que ce réflexe intervienne alors que le muscle se trouve en des points très différents de sa relation force-longueur, explique vraisemblablement l'amplitude variable du mouvement.

B - INTERPRETATION DES PROPRIETES
DU FLECHISSEUR EQUIVALENT EN TERMES
DE COMPOSANTE CONTRACTILE

Les relations force-longueur isométrique sont déterminées dans des conditions telles que la composante élastique-série, après un étirement durant la phase d'établissement de la force, se trouve stabilisée et transmet intégralement la force développée par la composante contractile. Cependant la force mesurée au niveau du tendon résulte à la fois de la force "active" de la composante contractile et la force "passive" de l'élastique série. Il convient donc de discuter la relation force-longueur en termes de composante contractile.

Dans la contraction anisométrique, la force est continuellement variable et, par conséquent, la longueur de la composante élastique-série change à chaque instant. De ce fait, la vitesse de raccourcissement de la composante contractile diffère, à chaque instant, de la vitesse de raccourcissement du muscle mesuré au niveau du tendon. Connaissant la relation entre la compliance et la force, on peut tenter de transformer la relation force-vitesse, précédemment déterminée sur le muscle entier, en relation force-vitesse de la composante contractile. Dans ces conditions, il est alors possible de comparer cette relation à celles établies d'une part sur le muscle humain (RALSTON et coll., 1949 ; WILKIE, 1950) et d'autre part sur le muscle isolé.

I - RELATION FORCE-LONGUEUR

L'estimation de la force passive, due à l'étirement de l'élastique série, pose le problème, déjà discuté, de la longueur de repos du muscle in situ. Nous avons défini une longueur standard du fléchisseur équivalent correspondant à un angle de l'articulation de 75 degrés, tout en précisant que cette longueur standard était, selon toute vraisemblance, différente de la longueur de repos.

Dans ce qui suit, nous considèrerons, comme longueur de repos, celle qui correspond à un angle de 90°, suivant les données de RALSTON et coll. (1947) établies sur le biceps désinséré.

1 - Problème de l'élasticité

On ne doit théoriquement considérer, dans l'estimation de la force active développée par la composante contractile que l'élasticité série. Cependant, il n'est pas évident, a priori, que l'élasticité mesurée sur le muscle au repos, au moyen de la technique des mouvements passifs, soit disposée uniquement en série sur la composante contractile.

Le fait que la compliance varie avec la force peut signifier que l'excitation du muscle a pour effet de modifier les propriétés de l'élastique-série, mais aussi que l'activation des structures contractiles détend les structures élastiques qui lui sont associées "en parallèle", ou encore que les fibres non activées se comportent comme des éléments élastiques qui, lors de l'activation, deviennent des générateurs de force. Le modèle proposé dans la figure 6

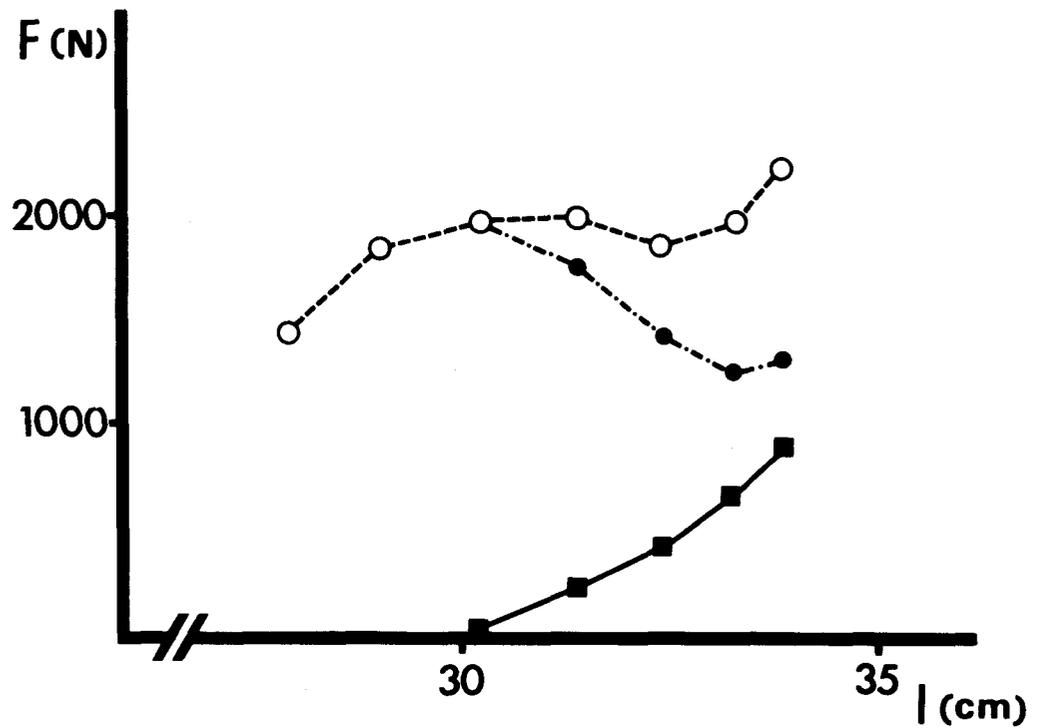
pourrait, en fonction de la vitesse des réactions $E \rightarrow C$ et $C \rightarrow E$ constituer les bases d'une explication des relations entre la compliance et la force.

Dès lors, en partant de ces considérations, on peut penser que le calcul de la force active développée par la composante contractile pourrait être calculée en considérant l'élasticité du muscle en contraction. C'est pourquoi nous discuterons l'allure de la relation force-longueur isométrique en fonction de la relation compliance-tension. Pratiquement cette démarche revient à négliger la relation entre la compliance et la longueur.

2 - Relation force-longueur de la composante contractile

L'allure générale de la relation force-longueur que nous avons déterminée est d'allure sigmoïde, comme il a été rapporté au chapitre III (v. Fig. 29). Pour les longueurs du fléchisseur équivalent supérieures à celles correspondant à l'angle de 90° , nous calculons la force passive par le rapport $\Delta l/k$ où Δl désigne l'étirement du muscle au-delà de sa longueur de repos et k , la compliance correspondant à la force développée par le muscle (v. Fig. 23 et 24). Par soustraction, nous traçons la relation entre la force "active" et la longueur du fléchisseur équivalent (Fig. 66).

Il s'agit bien d'une courbe à maximum, comparable à celle établie par RALSTON et coll. (1947), sur le muscle désinséré, et celles déterminées sur le muscle isolé (v. Fig. 1). Toutefois, la variation de longueur entre les points extrêmes est nettement plus réduite que dans le cas du muscle isolé et la force active semble de nouveau croître pour la plus grande longueur.



- Fig.66 -

Relation force-longueur du fléchisseur équivalent (O) et estimation de la relation force-longueur de la composante contractile (●) par soustraction de la tension de la composante élastique-série (■).

Sujet J. C. C.

Deux explications semblent possibles : a) la compliance n'est pas seulement fonction de la force mais elle l'est également de la longueur ; b) les relations tension-longueur des différents fléchisseurs ne se superposent pas exactement, c'est-à-dire que leurs longueurs de repos ne correspondent pas nécessairement à la même position angulaire de l'articulation. C'est un point qu'il ne nous est pas possible de préciser.

Remarquons enfin que, dans l'éventualité où l'on ne considèrerait que l'élasticité du muscle au repos, 7×10^{-4} m/N d'après nos résultats ou $1,2 \times 10^{-4}$ m/N selon WILKIE (1950), la force passive de l'élastique série à la plus grande longueur du fléchisseur équivalent serait respectivement de 57 Newtons et de 330 Newtons. Dans ces conditions, la relation force-longueur de la composante contractile, garderait une allure sigmoïde.

III - RELATION FORCE-VITESSE DE LA COMPOSANTE CONTRACTILE

La vitesse de raccourcissement de la composante contractile (V) est égale à la vitesse de raccourcissement du muscle (u) augmentée de la vitesse d'allongement ou de raccourcissement de la composante élastique série. Si l'élastique série est considéré comme non amorti, la force développée par la composante contractile est transmise instantanément au tendon. Dans ces conditions, u et V sont liés par la relation :

$$V = u + k_{(F)} \frac{dF}{dt}$$

où $k_{(F)}$ désigne la compliance du fléchisseur équivalent, fonction de la force et,

F, la force mesurée au niveau du tendon.

Chaque valeur de u a donc été corrigée en fonction de la force et de la compliance correspondante. Durant la phase de croissance de la force, V est supérieur à u . Durant la phase de décroissance de la force, u est supérieur à V .

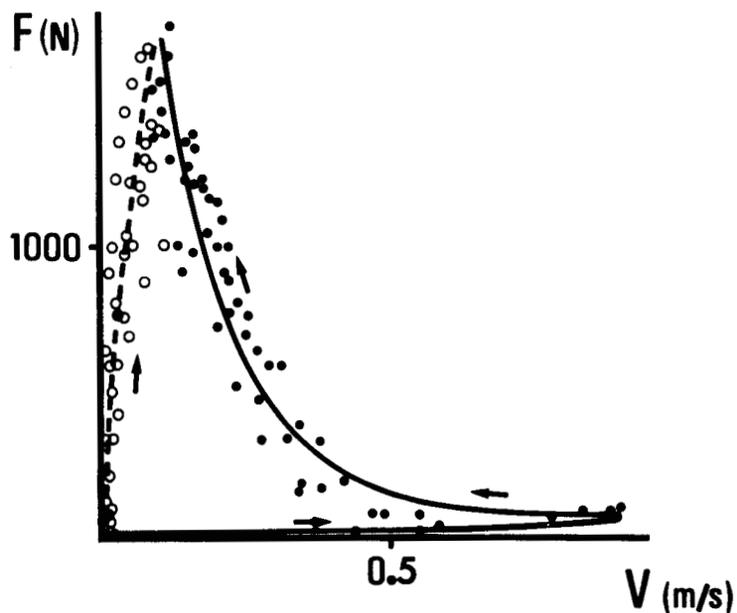
1 . Relation force-vitesse durant la croissance de la force

La figure 67 regroupe les valeurs instantanées de la force et de la vitesse mesurées, d'une part au niveau du tendon et, d'autre part au niveau de la composante contractile, après correction tenant compte de l'élastique-série. Les relations ont été tracées pour le sujet F.B., pour les six inerties examinées.

Au niveau du tendon, la phase de croissance de la force s'effectue dans des conditions proches de l'isomotricité.

Au niveau de la composante contractile, on voit que le raccourcissement s'effectue en deux phases.

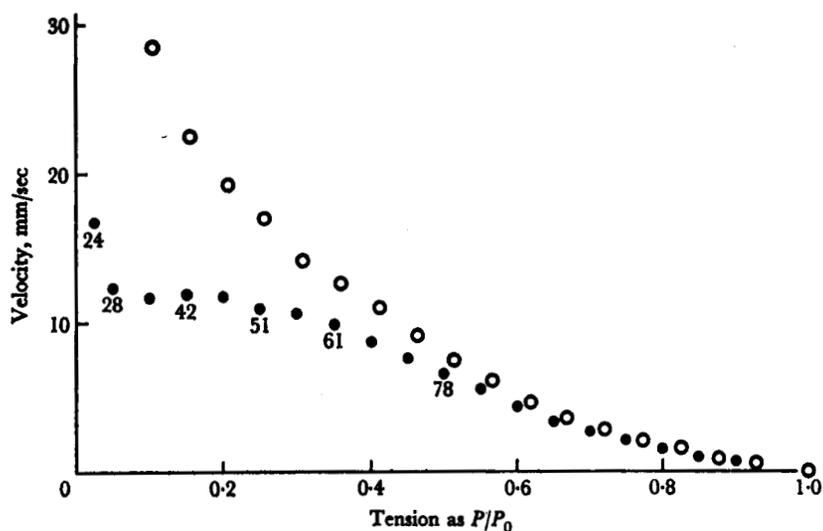
- . une phase de croissance très rapide de la vitesse à la fin de laquelle, la force développée, de l'ordre de 80 Newtons, est faible. Il s'agit là, dans l'hypothèse du modèle à deux composantes de HILL, de l'allongement de l'élastique-série.
- . une phase de décroissance de la vitesse, d'abord rapide et sans augmentation importante de la force développée, puis plus lente, avec augmentation rapide de la force. La courbe ainsi tracée rejoint finalement celle obtenue au niveau du tendon.



- Fig.67 -

Relation entre les valeurs instantanées de la force (F) et de la vitesse (V) de raccourcissement du muscle (O) et de la composante contractile (●), dans la phase initiale de la contraction volontaire anisométrique.

Sujet F. B.



- Fig.68 -

Relation entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement de la composante contractile, au début de la contraction isométrique du muscle isolé (●) et relation force-vitesse de ce muscle (O).

Les axes de la vitesse et de la force sont inversés par rapport à la figure 67.

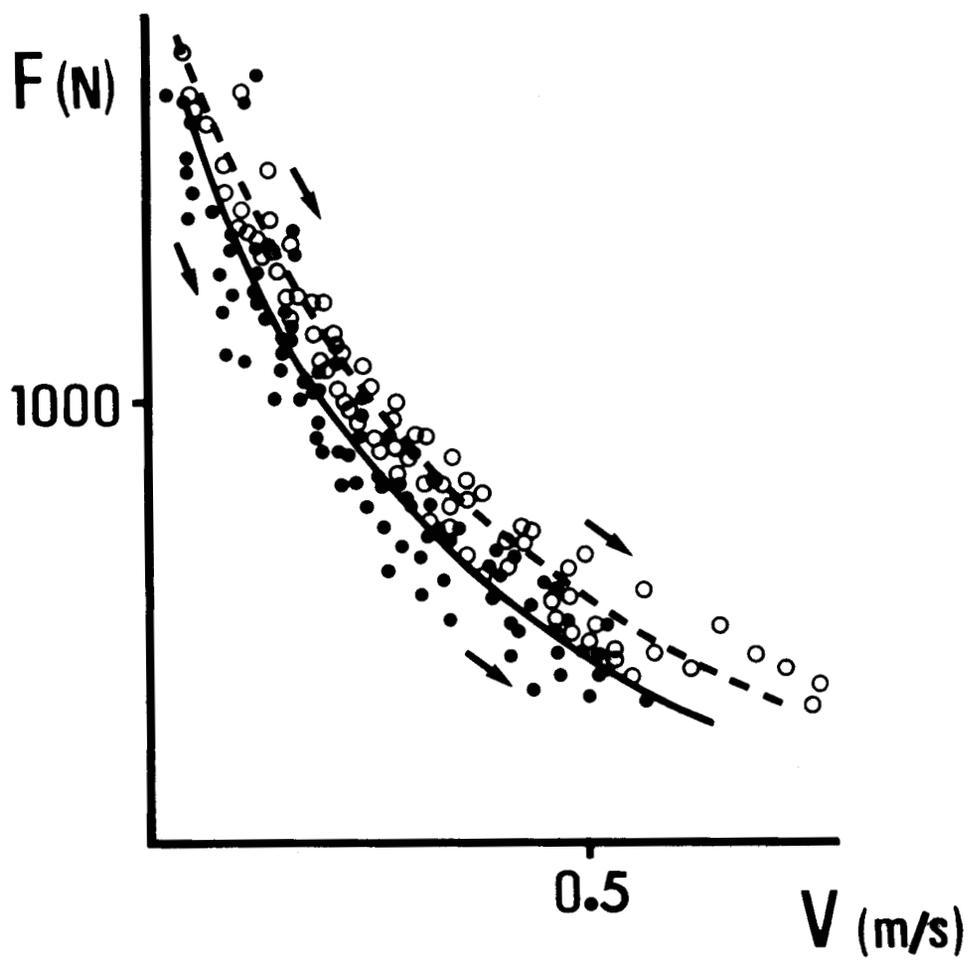
(d'après HILL, 1970)

L'allure générale du tracé est comparable à celle de la relation rapportée par HILL (1970) et établie dans la phase initiale d'une contraction isométrique (Fig.68). La relation force-vitesse durant le développement de la force diffère de celle qui correspond à la décroissance de la force. HILL explique cette discordance par le fait que la compliance déterminée par la technique de quick-release ne pourrait pas s'appliquer dans la phase initiale de la contraction. En ce qui concerne le mouvement volontaire, nous devons considérer, en plus de cet argument, que l'activation du muscle ne s'établit que progressivement, comme nous l'avons déjà constaté sur la figure 34.

2 - Relation force-vitesse durant la décroissance de la force

Comme dans le cas précédent, on considère la relation au niveau du tendon, déjà présentée au chapitre IV et celle de la composante contractile. Comme la force est décroissante et que la compliance augmente quand la force diminue, la vitesse de raccourcissement de la composante contractile, peu différente de la vitesse de raccourcissement du muscle au début de cette phase du mouvement, le sera beaucoup plus en fin de mouvement. C'est ce que montre la figure 69.

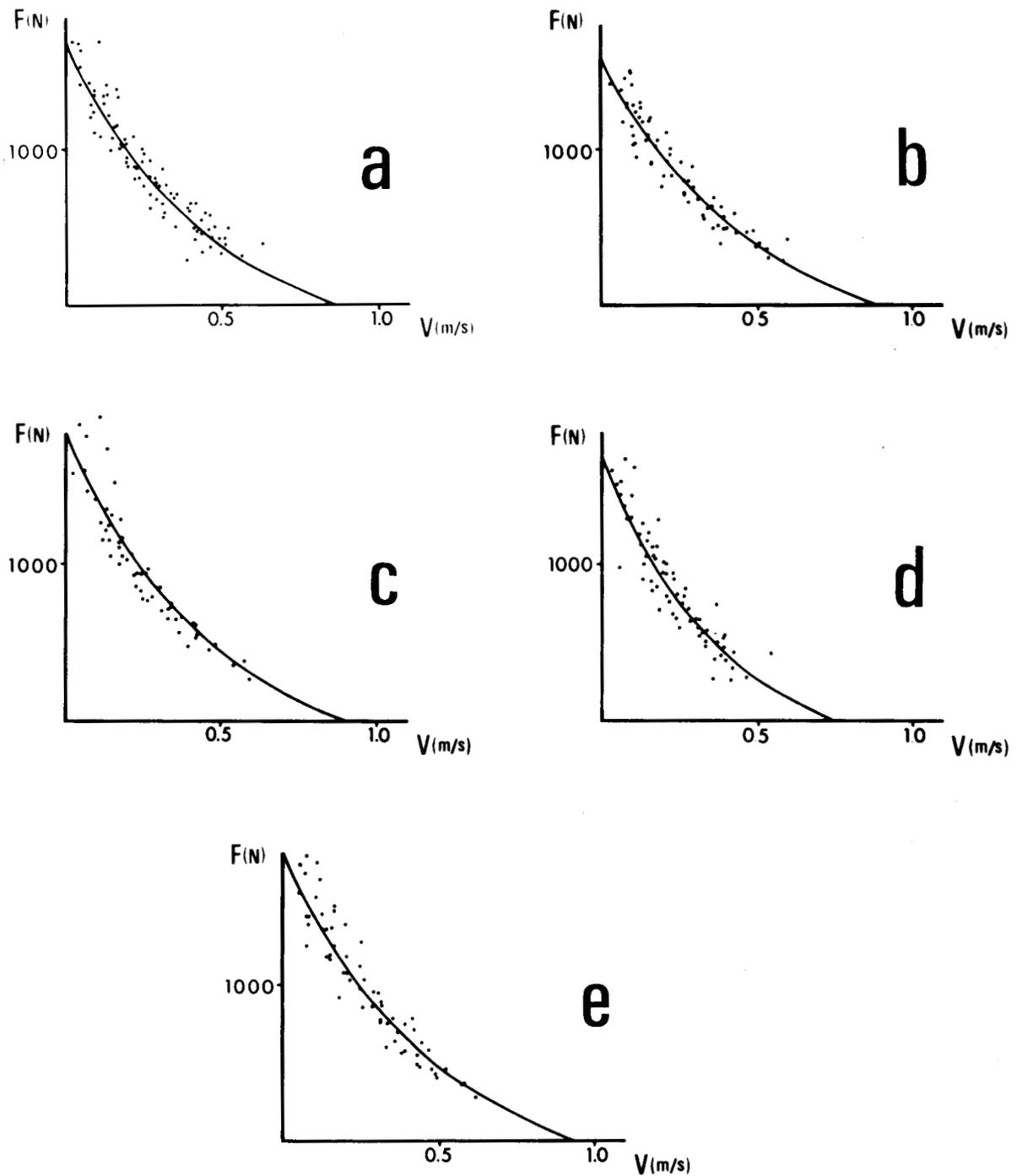
La relation force-vitesse de la composante contractile a été tracée pour chacun des cinq sujets (Fig.70). Les tests graphiques ont été effectués, pour chaque sujet, sur l'ensemble des six mouvements correspondant aux six inerties. Ces tests montrent que la relation est plus proche d'une représentation exponentielle que d'une représentation hyperbolique. L'équation générale qui vérifie le mieux la relation est de la forme :



- Fig. 69 -

Relation entre les valeurs instantanées de la force (F) et de la vitesse (V) de raccourcissement du muscle (O) et de la composante contractile (●), dans la phase de décroissance de la force, au cours de la contraction volontaire anisométrique.

Sujet F. B.



- Fig. 70 -

Relations force-vitesse instantanée de la composante contractile déterminée au cours de la contraction volontaire anisométrique.

Les points correspondent à six mouvements exécutés contre six inerties différentes.

a : sujet F.B. ; b : sujet J.C.C. ; c : sujet J.D. ; d : sujet F.G. ;
 e : sujet F.L.

$$F = F_0 * b^V - nV$$

où F désigne la force à chaque instant, F_0 la force isométrique maximale quand $V = 0$, b un coefficient ayant les dimensions d'une vitesse, n un coefficient de viscosité et V la vitesse de raccourcissement de la composante contractile.

Il s'agit de la formulation établie par FENN et MARSH (1935).

Si nous considérons la viscosité du fléchisseur équivalent déterminée au chapitre II, soit 240 N/m/s, on peut à partir des valeurs de $F + nV$ et de V, calculer les coefficients de la relation. Le tableau X regroupe les valeurs des coefficients, calculées sur les cinq sujets. L'adaptation à la relation exponentielle est très significative, compte tenu du coefficient de corrélation, toujours supérieur à .91.

3 - Conséquences de la relation force-vitesse de la composante contractile

La vitesse maximale de raccourcissement, obtenue par extrapolation de la courbe jusqu'à l'axe de vitesse, et moyennée entre les cinq sujets est de 0.85 m/s ($s = 0.07$). Cette vitesse est nettement inférieure à celles que l'on peut estimer à partir des figures 48 et 49 où elle est située en moyenne à 1,22 m/s ($s = 0,16$).

Rapportée à la longueur standard du muscle (l_0), elle est de 2,77 l_0 /seconde ($s = 0,21$) c'est-à-dire nettement supérieure à la vitesse maximale développée dans la secousse (rapportée à la longueur de repos) du muscle isolé - 1,9 l_0 /s - mais assez proche de celle du tétanos - 2,36 l_0 /s - (HILL, 1949 b).

| Sujet | Equation $F = F_0 * b^V - 240 V$ | r | u_0 (m/s) | u_0/l_0 | F_0 (N) |
|---------------------|-------------------------------------|-----|----------------|-----------|--------------|
| F. B. | $F = 1674 * 0.0857^V - 240 V$ | .93 | 0.85 | 2.81 | 1674 |
| J. C. C. | $F = 1556 * 0.0983^V - 240 V$ | .94 | 0.86 | 2.73 | 1556 |
| J. D. | $F = 1839 * 0.0918^V - 240 V$ | .96 | 0.90 | 2.93 | 1839 |
| F. G. | $F = 1663 * 0.0502^V - 240 V$ | .91 | 0.73 | 2.43 | 1663 |
| F. L. | $F = 1815 * 0.1030^V - 240 V$ | .94 | 0.92 | 2.93 | 1815 |
| moyenne (m) | | | 0.85 | 2.77 | 1709 |
| écart-type (s) | | | 0.07 | 0.21 | 117 |
| 100 s / m | | | 8.2 | 7.6 | 6.9 |

Tableau X

Equations de la relation force-vitesse de la composante contractile, calculées pour les cinq sujets.

Le coefficient de corrélation r est calculé sur la relation $F = F_0 * b^V$.

u_0 correspond à la vitesse maximale de raccourcissement et l_0 à la longueur standard du fléchisseur équivalent.

La vitesse maximale de raccourcissement de la composante contractile, $2,77 l_0/s$, comparée à celle de raccourcissement du muscle, $3,98 l_0/s$, met particulièrement en évidence un des rôles fonctionnels de la composante élastique : le muscle peut se raccourcir à des vitesses nettement supérieures à celles de sa composante contractile.

En conclusion, il semble que la relation force-vitesse soit effectivement une propriété instantanée du muscle. JEWELL et WILKIE (1958) constataient que, lorsque l'on applique une variation de force sur un muscle isolé, il s'en suivait une variation de vitesse avec un délai très bref, compris entre 1 et 6 millisecondes. Comme le remarque HILL (1970), la théorie de HUXLEY (1957) semblerait prédire un délai plus long. Il ne nous est évidemment pas possible de prendre ici une position aussi nuancée. Le fait est que les relations entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse semblent être en accord avec les observations faites sur le muscle isolé, suivant les techniques classiques d'études de cette relation. La représentation exponentielle est-elle la plus adéquate pour l'expression de la relation force-vitesse ? Comme le remarque WILKIE (1950), les relations force-vitesse peuvent, dans les limites de vitesse étudiées, s'adapter aussi bien à une hyperbole qu'à une exponentielle. Même dans l'hypothèse où il s'agirait effectivement d'une relation exponentielle, est-il justifié de considérer que la viscosité est indépendante de la force ou de la vitesse ? Nous ne pouvons répondre à ces questions, dans les limites de nos conditions expérimentales, au moyen des techniques que nous avons

utilisées, mais il est vraisemblable que l'étude de la relation force-vitesse en contraction sous-maximale serait de nature à apporter quelques éléments de réponse, pour autant qu'un sujet puisse exécuter une contraction volontaire avec un niveau d'EMG sous-maximal et constant.

RESUME GENERAL ET CONCLUSIONS

1 - L'étude de la contraction musculaire dans le mouvement volontaire pose le problème de la détermination des propriétés mécaniques du muscle in situ, de l'appréciation de sa commande et de l'interdépendance entre les propriétés contractiles et les modalités de la commande.

Après une revue des données antérieures sur le muscle isolé et sur le muscle in-situ, on examine la signification de l'électromyogramme de surface en tant qu'indice de l'activation.

On effectue, pour cette étude, le choix du mouvement maximal et volontaire de flexion du coude, chez l'homme, pour lequel on définit un "fléchisseur équivalent" ayant les dimensions du biceps brachii.

2 - Un dispositif ergométrique, adapté aux mouvements de flexion et d'extension du coude, a été conçu et réalisé. Il permet la détection des variables mécaniques du mouvement.

Une technique de calcul analogique permet de transformer les variables mécaniques du mouvement en variables mécaniques musculaires, celles du fléchisseur équivalent.

Les électromyogrammes de surface du biceps, du brachioradialis sont détectés et enregistrés simultanément aux variables mécaniques. L'intégration des EMG du biceps et du brachioradialis

permet la quantification de ces EMG, considérés comme indice du niveau d'activation du fléchisseur équivalent.

Tous ces phénomènes sont enregistrés à la fois sur papier photographique et sur bande magnétique.

3 - Le calcul des variables mécaniques du fléchisseur équivalent nécessite la détermination du moment d'inertie de l'ensemble avant-bras + main et la connaissance de la géométrie musculo-squelettique de l'articulation du coude, plus particulièrement celle du biceps brachii.

Une technique de quick-release, inspirée de FENN (1938) permet la détermination du moment d'inertie et de la compliance du fléchisseur équivalent en contraction.

Une technique de mouvements passifs permet la détermination d'une longueur "standard" du fléchisseur équivalent et l'estimation des propriétés visco-élastiques du fléchisseur équivalent non activé.

Les moments d'inertie, déterminés sur les cinq sujets examinés, sont compatibles avec ceux rapportés dans la littérature et mesurés soit sur le cadavre, soit sur le vivant.

La compliance du fléchisseur équivalent est une fonction de sa tension. La relation, assez complexe, pourrait traduire la mise "hors circuit" de certains éléments élastiques étroitement liés aux structures contractiles.

4 - La relation entre le couple maximal de flexion isométrique et l'angle de l'articulation du coude présente l'allure d'une courbe à maximum en accord avec les données de la littérature. La relation force-longueur du fléchisseur équivalent présente la forme caractéristique de celles établies sur le muscle isolé. Les EMG des deux fléchisseurs explorés étant approximativement constants, on en déduit que l'EMG pourrait être considéré comme un bon indice du niveau d'excitation du muscle. Cette constatation est confirmée par le fait que la relation entre EMG et force est sensible à la longueur du fléchisseur équivalent. En outre, la forme de la relation force-longueur isométrique resterait valable pour des niveaux d'excitation sous-maximaux.

Toutefois, il existe une légère diminution des EMG aux faibles longueurs du fléchisseur équivalent ; deux explications semblent possibles : il pourrait s'agir soit d'une modification du volume conducteur, soit d'une légère inhibition des fléchisseurs liée à l'étirement des extenseurs.

5 - Le mouvement volontaire et maximal de flexion du coude a été effectué contre diverses inerties. Une étude des propriétés de ce mouvement montre qu'il est comparable aux données de la littérature et semble attester de son caractère de maximalité.

La phase initiale du mouvement correspond à l'établissement progressif du niveau d'excitation maximal. Le reste du mouvement est décrit à amplitude d'EMG approximativement constant.

On peut établir, entre les valeurs instantanées de la force et de la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent, une relation force-vitesse instantanée qui s'adapte à l'équation générale d'une hyperbole (HILL, 1938) et dont les coefficients sont en accord avec ceux de la littérature. En conséquence, la relation force-vitesse pourrait être une propriété instantanée du muscle, et la validité de l'EMG en tant qu'indice du niveau d'excitation se trouve de nouveau confirmée.

6 - Partant des relations caractéristiques précédemment établies, un modèle simulant le système muscle-mouvement du segment est conçu et discuté. Son application est effectuée sur ordinateur. La seule entrée du système est le niveau d'activation du fléchisseur équivalent, présenté sous forme d'échelons et de rampes. Les tracés de force, de vitesse et de déplacement calculés par le modèle montrent une assez bonne adéquation aux tracés expérimentaux, dans la presque totalité du mouvement.

L'adéquation est moins bonne dans la phase initiale du mouvement. On peut en déduire que :

a - l'établissement progressif du niveau d'activation est en partie responsable du développement de la force au début du mouvement et que,

b - il serait nécessaire de compléter le modèle de muscle en y incluant la simulation de l'établissement de l'état actif et la composante élastique-série.

Un rapide examen du comportement du modèle dans les conditions de l'activation sous-maximale, montre que la puissance et le "rendement" du fléchisseur équivalent dépendent étroitement des conditions d'inertie et d'amplitude du mouvement.

7 - La relative constance des EMG du biceps et du brachioradialis permet d'interpréter les relations force-longueur et force-vitesse instantanée du fléchisseur équivalent en tant que propriété de chacun des muscles du groupe des fléchisseurs.

Le caractère de maximalité ou, à tout le moins, de constance du niveau d'activation peut être examiné dans le contexte plus général de la commande motrice. La comparaison des EMG dans le mouvement maximal de flexion et dans le mouvement de quick-release semblerait indiquer que, dans le premier cas, il y a mise en jeu de la fusimotricité des fléchisseurs et inhibition du réflexe d'étirement des extenseurs.

Dans les mouvements de quick-release, les effets mécaniques de l'activité freinatrice du triceps ne peut s'expliquer indépendamment de la relation force-longueur. Cette interdépendance de la commande et des propriétés du muscle apparaît également dans la force maximale développée au cours du mouvement de flexion.

A partir de la compliance du fléchisseur équivalent et de sa viscosité, on examine les propriétés mécaniques de la composante contractile. La relation force-longueur isométrique de la composante contractile présente certaines similitudes avec celle du muscle isolé.

Le comportement de la composante contractile au début du mouvement est tout à fait comparable aux phénomènes observés sur le muscle isolé : l'état actif s'établit de façon rapide et précoce dans la contraction volontaire.

La relation force-vitesse de la composante contractile est décrite par une équation du type de celle de FENN et MARSH (1935).

En conclusion, l'étude de la contraction du muscle in situ, au cours de mouvements volontaires maximaux du coude, a permis de déterminer les relations caractéristiques force-longueur et force-vitesse du muscle humain. Un essai d'interprétation en termes de composante contractile montre la similitude de ces relations avec celles du muscle isolé. L'électromyogramme de surface peut être considéré comme indice du niveau d'activation du muscle ; ce fait est confirmé par la cohérence des résultats obtenus par simulation sur un modèle muscle-mouvement.

On peut en dégager quelques perspectives de recherche que nous formulerons comme suit :

a - La contraction volontaire a-t-elle le même caractère de maximalité que celui de la contraction du muscle isolé ? En d'autres termes, on pose le problème de la commande nerveuse et des mécanismes de régulation réflexe du mouvement volontaire. Une étude détaillée de ces problèmes, abordée sur l'animal, peut être envisagée.

b - Peut-on, à partir de l'EMG de surface, élaborer un signal du niveau d'excitation instantanée du muscle ? On peut envisager, sur le modèle muscle-mouvement, amélioré suivant les critères précédemment envisagés, de considérer comme signal d'entrée un signal EMG instantané tel que " l'average EMG " (GOTTLIEB et AGARWAL, 1970).

BIBLIOGRAPHIE

- ABBOTT, B. C. (1951)
The heat production associated with the maintenance of a prolonged contraction and the extra heat produced during large shortening
J. Physiol., London, 112, 438-445.
- 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.
- ABBOTT, B. C. et LOWY, J. (1957)
Stress relaxation in muscle.
Proc Roy Soc. B., 146, 280-288.
- ADRIAN, E. D. et BRONK, D. W. (1928)
The discharge of impulses in motor nerve fibres.
II - The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions.
J. Physiol., London, 67, 119-151.
- AKAZAWA, K., FUJII, K. et KASAI, T. (1969)
Analysis of muscular contraction mechanism by viscoelastic model.
Techn. Rep. Osaka University, 19, 577-595.
- ALEXANDER, R. S. (1959)
Immediate effects of stretch on muscle contractility.
Amer. J. Physiol., 196, 807-810.
- ALEXANDER, R. S. et JOHNSON, D. (1965)
Muscle stretch and theories of contraction.
Amer. J. Physiol., 208, 412-416.
- 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. (1970)
A physical model for muscular behavior.
Biophys. Journal, 10, 539-555.
- ASANUMA, H. et WARD, J. E. (1971)
Patterns of contraction of distal forelimb muscles produced
by intracortical stimulation in cats.
Brain Research, 27, 97-109.
- ASMUSSEN, E., HANSEN, O. et LAMMERT, O. (1965)
The relation between isometric and dynamic muscle strength
in man.
Dan. Nat. Assoc. Inf. Paralysis, 20, 3-11.
- AUBERT, X. (1956)
Le couplage énergétique de la contraction musculaire.
ARSCIA éd., Brussels, 1 vol., 320 p.
- AUBERT, X., ROQUET, M. L. and VAN DER ELST, J. (1961)
The tension length diagram of the frog's sartorius muscle.
Arch. internat. Physiol., 59, 239-241.
- AYOUB, M. M. (1966)
Effect of weight and distance travelled on body member
acceleration and velocity for three dimensional moves.
Int. J. Product. Res., 5, 3-21.
- BAHLER, A. S. (1967)
Series elastic component of mammalian skeletal muscle.
Amer. J. Physiol., 213, 6, 1560-1564.
- BAHLER, A. S. (1968)
Modeling of mammalian skeletal muscle.
IEEE Trans. Bio. Med. Eng., 15, 4, 249-257.
- BANKOV, S. et JØRGENSEN, K. (1969)
Maximum strength of elbow flexors with pronated and
supinated forearm.
Dan. Nat. Assoc. Inf. Paralysis, 29, 3-11.
- BANUS, M. G. et ZELTIN, A. M. (1938)
The relation of isometric tension to length in skeletal muscle.
J. Cell. Comp. Physiol., 12, 403-420.

- BASKIN, R. J. (1965)
The variation of muscle oxygen consumption with velocity of shortening.
J. Gen. Physiol., 49, 9-15.
- BASMAJIAN, J. V. et LATIF, A. (1957)
Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow
J. Bone Surgery, 39 A, 1106-1118.
- BEAUGAS, C., COMYN, G., PAGES, J. C. et PARMENTIER, P. (1969)
Simulation de processus physiologiques sur ordinateurs.
Rev. Informatique Med, 0, 15-25.
- BEAUNIS, H. (1888)
Nouveaux éléments de Physiologie Humaine.
3ème édit., BAILLIÈRE éd., Paris, 2 vol.
- BECLARD, J. (1886)
Traité élémentaire de Physiologie.
7ème édit., ASSELIN et HOUZEAU éd., Paris, 2 vol.
- BENDALL, J. R. (1969)
Muscles, molecules and movement.
HEINEMANN Educational Books, London, 1 vol., 219 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.
- BLIX, M. (1893)
Die Länge und die Spannung des Muskels.
Skand. Arch. Physiol., 4, 399-409.
- BOON, K. L., HOF, A. L. et WALLINGA-DEJONGE, W. (1972)
The mechanical behaviour of the passive arm.
Biomechanics III, 3rd International Seminar, Rome, 1971,
Karger édit., Bâle, sous presse.

- BOSMA, J.F. et GELLHORN, E. (1946)
Electromyographic studies of muscular coordination on stimulation of motor cortex.
J. Neurophysiol., 9, 263-274
- BOTTOMLEY, A.H. (1964)
The control of muscles.
In "Progress in biocybernetics", vol.I, WIENER et SCHADE éd., Amsterdam, London, New-York.
- BOTTOMLEY, A., KINNIER WILSON, A.B. et NIGHTINGALE, A. (1963)
Muscle substitutes and myo-electrical control.
J. Brit. I.R.E., 439-448.
- BOUISSET, S. (1972)
EMG and muscular force in natural motor activities.
4e Cong Int Electromyographie, Bruxelles, 1971, KARGER éd., Bâle, sous presse.
- 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 éd., 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.
- BRAUNE, W. et FISCHER, O. (1889)
Die Rotationmomente der Bengemuskeln am Ellbogengelenk des Menschen.
Abhandl., d.K.S. Ges. d. Wiss., 26, 245-310.
- BRAUNE, W. und 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.
- BROOK, V.B. et STONEY, S.D. (1971)
Motor mechanisms : the role of the pyramidal system in motor control.
Ann. Rev. Physiol., 33, 337-392.

- BROWN, G. L. et BURNS, B. D. (1949)
Fatigue and neuromuscular block in mammalian skeletal muscle
Proc. Roy. Soc. B., 136, 182-195.
- BROWN, M. C. et MATTHEWS, P. B. C. (1966)
On the sub-division of the efferent fibres to muscle spindles into static and dynamic fusimotor fibres.
In "Control and innervation of skeletal muscle",
ANDREW, B. L. éd., Dundee.
- 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. et KAISER, E. (1944)
Factors determining tension development in skeletal muscle.
Acta Physiol. Scand., 8, 38-74.
- BUCHTHAL, F. et KAISER, E. (1951)
The rheology of the cross striated muscle fibre.
Dan. Biol. Med., 21, 7, 1-318.
- BUCHTHAL, F. et SCHMALBRUCH, H. (1970)
Contraction times and fibre types in intact human muscle.
Acta Physiol. Scand., 79, 435-452.
- BUCHTHAL, F., KAISER, E. et KNAPPEIS, G. G. (1944)
Elasticity, viscosity and plasticity in the cross striated muscle fibre.
Acta Physiol. Scand., 8, 16-37.
- CAPLAN, S. R. (1966)
A characteristic of self-regulated linear energy converters.
J. Theoret. Biol., 11, 63-86.
- CASELLA, C. (1951)
Tensile force in total striated muscle, isolated fibre and sarcolemma.
Acta Physiol. Scand., 21, 380-401.

- CAVAGNA, G. (1970)
Elastic bounce of the body.
J. Appl. Physiol., 29, 279-282.
- CAVAGNA, G., SAIBENE, F.P. et MARGARIA, R. (1965)
Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle.
J. Appl. Physiol., 20, 157-158.
- CLARKE, D.H. (1967)
Force-time curve of voluntary muscular contraction at varying tensions.
Res. Quart., 39, 900-907.
- 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.
- 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. dactyl.
- CONTINI, R., DRILLIS, R.J. et BLUESTEIN, M. (1963)
Determination of body segment parameters.
Human factors, 5, 493-504.
- DAVIES, R.E. (1963)
A molecular theory of muscle contraction.
Nature, London, 199, 1068-1074.
- DELHEZ, L., PETIT, J.M. et BOTTIN, R. (1965)
Activité électrique intégrée du diaphragme, fonction du travail inspiratoire.
J. Physiol., Paris, 57, 598-599.
- DEMPSTER, W.T. (1955)
Space requirements of the seated operator.
W.A.D.C. Techn. Rpt., 55, 159, pp.254. Wright-Pettersson Air Force Base, Ohio.
- 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.

- 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. (1968)
"Efficiency of electrical activity" as a physiological measure
of the functional state of muscle tissue.
Amer. J. Phys. Med., 47, 10-22.
- DICKINSON, S. (1928)
The dynamics of bicycle pedalling.
Proc. Roy. Soc. B., 103, 225-233.
- DOSS, W. S. et KARPOVICH, P. V. (1965)
A comparison of concentric, eccentric and isometric strength
of elbow flexors.
J. Appl. Physiol., 20, 351-353.
- DRILLIS, R., CONTINI, R. et BLUESTEIN, M. (1964)
Body segment parameters : a survey of measurement
techniques.
Artificial limbs, 8, 44-66.
- DUCHENNE de BOULOGNE, G. B. A. (1867)
Physiologie des mouvements.
BAILLIERE éd., Paris, 1 vol., 872 p.
- DUMOULIN, C. et MARECHAL, G. (1970)
Transient changes in the force-velocity relationship during
tetanic contractions of frog sartorius muscles, normal or
poisoned with 1-fluoro-2,4-dinitrobenzene.
Pflug. Arch., 316, 114-131.
- ELKINS, E. C., LEDEN, U. M. et WAKIM, K. G. (1951)
Objective recording of the strength of normal muscles.
Arch. Phys. Med., 32, 639-647.

- ERNST, E. (1963)
Biophysics of the striated muscle.
Budapest, 1 vol., 398 p.
- FALES, J.T., HEISEY, S.R. et ZIERLER, K.L. (1960)
Dependency of oxygen consumption of skeletal muscle on
number of stimuli during work in the dog.
Amer. J. Physiol., 198, 1333-1342.
- FELDMAN, A.G. (1966)
Functional tuning of the nervous system with control of
movement or maintenance of a steady posture.
II - Controllable parameters of the muscle.
Biophysics, 11, 565-578.
- 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. (1924)
The relation between the work performed and the energy
liberated in muscular contraction.
J. Physiol., London, 58, 373-395.
- FENN, W.O. (1938)
The mechanics of muscular contraction in man.
J. Appl. Physics, 9, 165-177.
- FENN, W.O. et GARVEY, P.H. (1934)
The measurement of the elasticity and viscosity of skeletal
muscle in normal and pathological cases ; a study of so-called
"muscle tonus".
J. Clin. Investig., 13, 383-397.
- 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 ed., Iéna, 1 vol.
- FIDELUS, K. (1968)
Some biomechanical principles of muscle cooperation in the
upper extremities.
Biomechanics I, 1st Int. Seminar Zurich, 1967, 172-177,
KARGER éd., Basel, New-York.
- FRANKE, F. (1920)
Die Kraftkurve des menschlicher Muskeln bei willkürlicher
innervation und die Frage der absoluten Muskelkraft.
Pflug. Arch. ges. Physiol., 184, 300-322.
- GALEY, F.R. (1969)
Elastic properties of fixed and fresh muscle.
J. Ultrastructure Res., 26, 424-441.
- 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)
Tension development of highly stretched vertebrate muscle
fibres.
J. Physiol., London, 184, 143-169.
- GOTTLIEB, G.L. et AGARWAL, G.C. (1970)
Filtering of electromyographic signals.
Amer. J. Phys. Med., 49, 142-146.
- GOTTLIEB, G.L., AGARWAL, G.C. et STARK, L. (1970)
Interactions between voluntary and postural mechanisms of the
human motor system.
J. Neurophysiol., 33, 365-381.
- GOUBEL, F. (1970)
Etude et signification des relations entre l'activité électromyo-
graphique intégrée et diverses grandeurs biomécaniques en
contraction anisométrique.
Thèse 3e Cycle, Lille, 1 vol., 114 p. ronéot.

- GOUBEL, F., BOUISSET, S. et LESTIENNE, F. (1971)
Determination of muscular compliance in the course of movement.
Biomechanics II, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969),
KARGER éd., Bâle, 6, 154-158.
- GRANIT, R. (1950)
Reflex self-regulation of muscle contraction and autogenic inhibition.
J. Neurophysiol., 13, 351-372.
- GRIGG, P. et PRESTON, J.B. (1971)
Baboon flexor and extensor fusimotor neurons and their modulation by motor cortex.
J. Neurophysiol., 34, 428-436.
- HARTREE, W. et HILL, A.V. (1921)
The nature of the isometric twitch.
J. Physiol., London, 55, 389-411.
- HERMAN, R., SCHAUMBURG, H. et REINER, S. (1967)
A rotational joint apparatus : a device for study of tension-length relations of human muscle.
Med. Res. Engng U.S.A., 6, 18-20.
- HIGGINS, D.C. et LIEBERMAN, J.S. (1968)
The muscle silent period and spindle function in man.
Electroenceph. clin. Neurophysiol., 25, 238-243.
- HILL, A.V. (1922 a)
The maximum work and mechanical efficiency of human muscles and their most economical speed.
J. Physiol., London, 56, 19-41.
- HILL, A.V. (1922 b)
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 dynamics constants of human muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 128, 263-274.

- HILL, A. V. (1949 a)
The abrupt transition from rest to activity in muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 136, 399-420.
- HILL, A. V. (1949 b)
Is relaxation an active process ?
Proc. Roy. Soc. B., 136, 420-435.
- HILL, A. V. (1950)
The series elastic component of muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 137, 273-280.
- HILL, A. V. (1952)
A discussion on the thermodynamics of elasticity in biological tissues : the thermodynamic of elasticity in resting striated muscle.
Proc. Roy. Soc. B., 139, 464-497.
- HILL, A. V. (1970)
First and last experiments in muscle mechanics.
CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 141 p.
- HILL, D. K. (1968)
Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle.
The effect of stimulation.
J. Physiol., London, 199, 637-684.
- HÖÖK, O. et TORNVALL, G. (1969)
Apparatus and method for determination of isometric muscle strength in man.
Scand. J. Rehab. Med., 1, 139-142.
- HOUK, J. et SIMON, W. (1967)
Responses of Golgi tendon organs to forces applied to muscle tendon.
J. Neurophysiol., 30, 1466-1481.
- HOUK, J. et HENNEMAN, E. (1967)
Responses of Golgi tendon organs to active contractions of the soleus muscle of the cat.
J. Neurophysiol., 30, 466-481.
- HOUK, J. et HENNEMAN, E. (1968)
Feedback control of movement and posture.
In "Medical Physiology", édité by MOUNTCASTLE, V. B.,
C. V. MOSBY Company, St Louis.

- HOUK, J. C., SINGER, J. J. et GOLDMAN, M. R. (1970)
An evaluation of length and force feedback to soleus muscles of decerebrate cats.
J. Neurophysiol., 33, 784-811.
- HUNSICKER, P. A. (1955)
Arm strength at selected degrees of elbow flexion.
WADC Techn. Rep. Carpenter Litho and Prtg, Springfield, 57 p.
- HUXLEY, A. F. (1957)
Muscle structure and theory of contraction.
Prog. Biophys. Biophys. Chem., 7, 257-318.
- HUXLEY, A. F. et NIEDERGERKE, R. (1954)
Interference microscopy of living muscle fibres.
Nature, London, 173, 971-973.
- 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.
- INGELS, N. P. et THOMPSON, N. P. (1966)
An electrokinematic theory of muscle contraction.
Nature, G. B., 211, 1032-1035.
- INMAN, V. T. et RALSTON, A. J. (1954)
The mechanics of voluntary muscle.
In "Human limbs and their substitutes". KLOPSTEG, P. E. et WILSON, P. D., Mc GRAW HILL BOOK company Inc. ed., New-York.
- 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.
- 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.

- 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.
- LÄNNERGRÉN, J. (1971)
The effect of low-level activation on the mechanical properties of isolated frog muscle fibers.
J. Gen. Physiol., 58, 145-162.
- LESTIENNE, F. (1971)
Contribution à l'étude du mouvement dirigé. Analyse quantifiée de la coordination agoniste-antagoniste.
Thèse 3e Cycle. Lille, 1 vol., 123 p. ronéot.
- LESTIENNE, F. et GOUBEL, F. (1969)
Contribution relative de deux agonistes à un travail avec et sans raccourcissement.
J. Physiol., Paris, 61, suppl.2, 342-343.
- 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.M. (1962)
Brief repeated isometric maximal exercises.
Amer. J. Phys. Med., USA, 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.
- LITTLE, R.C. (1969)
Dynamics of stress relaxation in skeletal muscle.
Amer. J. Physiol., 217, 1665-1671.
- 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.
- LUPTON, H. (1923)
An analysis of the effects of speed on the mechanical efficiency of human muscular movement.
J. Physiol., London, 57, 337-353.

- MAC CONAILL, M. A. (1946)
Some anatomical factors effecting the stabilising functions of muscles,
Irish J. Med. Sci., 6, 160-164.
- MAC CONAILL, M. A. (1949)
The movements of bone and joints.
II - Function fo the musculature.
J. Bone Jt Surg., 31-B, 100-104.
- MAREY, J. (1873)
La machine animale.
BALLIERE ed., Paris, 1 vol.
- MATON, B., BOUISSET, S. et METRAL, S. (1969)
Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours de la contraction statique volontaire.
Electromyography, 9, 311-323.
- MATTHEWS, B. H. C. (1933)
Nerve endings in mammalian muscle.
J. Physiol., London, 78, 1-53
- MATTHEWS, P. B. C. (1962)
The differentiation of two types of fusimotor fibre by their effects on the dynamic response of muscle spindle primary endings.
Quart. J. Exp. Physiol., 47, 324-333.
- MATTHEWS, P. B. C. (1964)
Muscle spindles and their motor control.
Physiol. Rev., 44, 219-288.
- Mc CARTER, R. J. M., NABARRO, F. R. N. et WYNDHAM, C. H. (1971)
Reversibility of the passive length-tension relation in mammalian skeletal muscle.
Arch. Int. Physiol. Bioch., 79, 469-479.
- MERTON, P. A. (1953)
Speculations on the servo-control of movement.
In "The spinal cord". WOLSTENHOLME, G. E. W., London, Churchill, 247-255.
- MESSIER, R. H., DUFFY, J., LITCHMAN, H. M., PASLAY, P. R., SOECHTING, J. F. et STEWART, P. A. (1969)
The electromyogram as a measure of tension in the human biceps and triceps muscles.
Brown Univ. Providence, USA, Whitehall Found., rep. n°1, 1-13.

- MILSUM, B.H. (1966)
Biological control systems analysis,
 Mc Graw-Hill Book Company, 1 vol., 466 p.
- MIYASHITA, M., MATSUI, H. et MIURA, M. (1970)
 The relation between electrical activity in muscle and speed
 of walking and running;
 Res. Bull. Nagoya Univ., 14, 76-84.
- MIYASHITA, M., MATSUI, H., HOSHIKAWA, T. et TOYOSHIMA,
 S. (1969)
 Electromyographic study on positive and negative works :
 relationship between force, velocity and integrated electrical
 activity in positive and negative works.
 Res. J. Phys. Education, 14, 98-102.
- MOMMAERTS, W.F.H.M. (1969)
 Energetics of muscular contraction.
 Physiol. Rev., 49, 3, 427-508.
- MONOD, H. et SCHERRER, J. (1965)
 The work capacity of a synergic muscular group.
 Ergonomics, G.B., 8, 329-338.
- 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.
 Biofizika, 13, 306-312.
- 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, 8, 302-307.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1969)
 Relation entre les valeurs instantanées de la force et de la
 vitesse, obtenues au cours d'un mouvement maximal.
 J. Physiol., Paris, 61, 371-372.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1971)
 Maximum velocity of movement and maximum velocity of
 muscle shortening.
 Medecine and sport, 6, Biomechanics II, 170-173.

- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1968)
Caractères électromyographiques d'un mouvement monoarticulaire exécuté à vitesse maximale.
J. Physiol., Paris, 60, suppl.2, 513.
- 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, 264-265.
- PETIT, J. L. (1931)
Les propriétés visco-élastiques du muscle à l'état de repos et à l'état d'excitation.
Arch. Internation. Physiol., 34, 113-138.
- PINI, A. (1966)
Relazione forza-velocita nel muscolo umano in vivo nel lavoro motore e resistente.
Boll. Soc. Ital. Biol. Sper., 41, 1548-1550.
- PLAGENHOEF, S. (1968)
Computer programs for obtaining kinetic data on human movement.
J. Biomechanics, 1, 221-234.
- 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 ed., 14, 41-68.
- PROVINS, K. A. et SALTER, N. (1955)
Maximal torque exerted about the elbow joint.
J. Appl. Physiol., 7, 393-398.
- 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., 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. (1947)
Muscular contraction ; dynamics of single muscle fibers.
Ann. New-York Acad. Science, 47, 675.
- RAMSEY, R.W. et STREET, S.F. (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 duration of the plateau of full activity in frog muscle.
J. Physiol., London, 124, 605-612.
- ROSENFALCK, A. (1959)
Evaluation of the electromyogram by mean voltage recording.
In "Medical electronics", Proc. 2nd Int. Conf. Med. Electron., Paris, ILIFFE et SONS LTD edit., London, 9-12.
- ROUVIERE, H. (1962)
Anatomie humaine, descriptive et topographique.
MASSON et Cie édit., Paris, vol.3, 719 p.
- SALTER, N. et DARCUS, H.D. (1952)
The effect of the degree of elbow flexion on the maximum torques developed in pronation and supination of the right hand.
J. of Anatomy, 86, 197-202.
- SANDOW, A., TAYLOR, S.R. et PREISER, H. (1965)
Role of the action potential in excitation-contraction coupling.
Fed. Proc., 24, 1116-1123.
- SCHERRER, J. et BOURGUIGNON, A. (1959)
Changes in the electromyogram produced by fatigue in man.
Amer. J. Phys. Med., 38, 170-180.

- SCHERRER, J., BOURGUIGNON, A. et MARTY, R. (1957)
 Evaluation électromyographique du travail statique.
 J. Physiol., Paris, 49, 376-378.
- SEIREG, A. (1969)
 Leonardo da Vinci - The bio-mechanician.
 In "Biomechanics", BOOTZIN, D. et MUFFLEY, H.C. ed.,
 Plenum Press, New-York, London, 1 vol. 194 p.
- SMITH, L.E. (1968)
 Individual differences in forearm "strengths" measured at
 various angles and locations.
 Percept. Mot. Skills, 27, 1091-1097.
- STEINDLER, A. (1964)
Kinesiology of the human body.
 Ed. C.C. THOMAS, Springfield, 2e édit., 1 vol., 708 p.
- STERN, J.T. (1971)
 Investigations concerning the theory of "spurt" and "shunt"
 muscles.
 J. Biomech., 4, 437-454.
- STRUPPLER, A., LANDAU, W.M. et MEHLS, O. (1969)
 Analyse des Entlastungsreflexes am Menschen.
 Pflugers arch., 313, 155-167.
- SUGGS, C.W. (1969)
 The effect of load on muscle output.
 Human factors, 11, 273-280.
- SZENT-GYORGYI, A. (1953)
Chemical Physiology of contraction in body and heart muscle.
 ACADEMIC PRESS, New York.
- TARDIEU, C., TARDIEU, L., GAGNARD, C., TABARY, C.
 et PFEIFFER, J. (1970)
 Le muscle strié est-il générateur de force ou de raideur ?
 I - Diagramme force-longueur du tibial antérieur et du soléaire
 chez le chat. Etirement forcé.
 J. Physiol., Paris, 62, 327-344.
- TAYLOR, C.P.S. (1969)
 Isometric muscle contraction and the active state : an analog
 computer study.
 Biophysical Journal, 9, 759-780.
- TRAVILL, A.A. (1962)
 Electromyographic study of the extensor apparatus of the
 forearm.
 Anat. Rec., 144, 373-376.

UNIVERSITE DE CALIFORNIE (1947)

Fundamental studies of human locomotion and other information relating to design of artificial limbs, 2 vol.

VALLBO, A. B. (1971)

Muscle spindle response at the onset of isometric voluntary contractions in man. Time difference between fusimotor and skeletomotor effects.

J. Physiol., London, 218, 405-431.

VAN DER MEULEN, J. P. et GHEZ, C. (1970)

The effects of stimulation of the cerebral cortex on alpha and gamma motor units in cat kindlimb.

Arch. Ital. Biol., 108, 538-563.

VICKERS, W. H. (1968)

A physiologically based model of neuromuscular system dynamics

IEEE Trans. Man, Mach. Syst., 9, 21-23.

VREDENBREGT, J. et KOSTER, W. G. (1966)

Some aspects of muscle mechanics in vivo.

I. P. O. Annual Progress Report, 1, 94-100.

WACHHOLDER, K. et ALTENBURGER, H. (1926)

Haben unsere Glieder nur eine Ruhelage ?

Pflug. Arch. f. d. ges. Physiol., 215, 627-640.

WEBER, H. H. (1951)

Is the contracting muscle in a new elastic equilibrium ?

Proc. Roy. Soc. B., 139, 512-521.

WELLS, K. (1950)

Kinesiology.

Philadelphia and London, 1 vol., 222 p.

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.

WILLIAMS, M. et STUTZMAN, L. (1959)

Strength variations through the range of joint motion.

Phys. Therap. Rev., 39, 145-152.

ZIERLER, K. L. (1968)

Mechanism of muscle contraction and its energetics.
In "Medical Physiology", vol. 2, 1128-1171, ed. V.B.
MOUNTCASTLE, C. V. Mosby Company, St Louis.

ZUNIGA, E. N. et SIMONS, M. D. (1969)

Nonlinear relationship between averaged electromyogram
potential and muscle tension in normal subjects.
Arch. Phys. Med. Rehabil., 50, 613-620.

ANNEXE

ECRITURE DU MODELE MUSCLE-MOUVEMENT (EN FORTRAN)

ET LISTING D'UN MOUVEMENT MAXIMAL DE FLEXION

$$I = 0,1 \text{ m}^2 \cdot \text{kg}$$

$$\alpha = 1,0 \text{ (avec une rampe de 50 millisecondes)}$$

$$\Theta_0 = 30 \text{ degrés}$$

$$\Theta_f = 120 \text{ degrés}$$

$$F_0 = f(1)$$

```

COMMON XO,YO(2),YPO(2),H,M,N,Q,X(41),V(2,41),VP(2,41),A(5,4),B(5,4
1),GA,GB,CI,AA,BB,TETF,ICC,AL
DIMENSION G(2)
INTEGER Q
ICC=41
XO=0.
N=1
M=40
YO(1)=3.141592/6.
YPO(1)=0.
S1=0.
TETF=120.*3.141592/180.
READ(1,2)AA,BB,GA,GB,CI
2  FORMAT(5E12.6)
H=0.01
18  WRITE(3,10)H
10  FORMAT(1X,////,1X,'PAS=',F5.3,' SECONDES',/)
WRITE(3,11)CI
11  FORMAT(1X,'COEFFICIENT D'INERTIE=',F6.3,' KGM2',/)
DO 17 KIK=1,5
KKI=KIK-3
AL=CI*100.+50.+FLOAT(KKI*20)
AL=AL/1000.
CALL INTGR
WRITE(3,6)
6  FORMAT(2X,1H*,113(1H-),1H*)
WRITE(3,7)
7  FORMAT(2X,1H*,'TEMPS',1H*,4X,'TETA',3X,1H*,1X,'TETAPRIME',1X,1H*,
1'TETASECONDE',1H*,2X,'LONGUEUR',1X,1H*,3X,'F*ALFA',2X,1H*,1X,'VITE
ISSE U',1X,1H*,2X,'F*ALFA*U',1X,1H*,'I*TETAPRIM2',1H*,4X,'RDT',4X,
11H*)
DO 5 I=1,41
IF(I-ICC)13,15,15
13  XX=X(I)
GL=SQRT(AA*AA+BB*BB+2.*AA*BB*COS(V(1,I)))
U=AA*BB*SIN(V(1,I))*VP(1,I)/GL
CALL F(X(I),V(1,I),VP(1,I),G)
FL=(PO(V(1,I))*GB-GA*U)/(GB+U)
FLA=FL*ALFA(XX)
FLAU=FL*ALFA(XX)*U
CMI=CI*VP(1,I)*VP(1,I)/2.
IF(I-1)22,22,23
22  RDT=0.
GO TO 24
23  IF(XX-AL)19,19,20
19  S1=XX*XX/(2.*AL)
GO TO 21
20  S1=AL/2.+(XX-AL)
21  RDT=CMI/(S1*10.)
24  WRITE(3,6)
WRITE(3,8)XX,V(1,I),VP(1,I),G(1),GL,FLA,U,FLAU,CMI,RDT
8  FORMAT(2X,1H*,F5.3,9(1H*,E11.5),1H*)
5  CONTINUE
15  CONTINUE

```

```
SUBROUTINE INTGR
COMMON XO,YO(2),YPO(2),H,M,N,Q,X(41),V(2,41),VP(2,41),A(5,4),B(5,4
1),GA,GB,CI,AA,BB,TETF,ICC,AL
DIMENSION TETA(5)
INTEGER Q
Q=4
DO 5 I=1,5
DO 5 J=1,4
A(I,J)=0.
5 B(I,J)=0.
TETA(1)=0.
TETA(2)=0.5
TETA(3)=0.5
TETA(4)=1.
TETA(5)=1.
A(2,1)=0.5
A(3,2)=0.5
A(3,1)=0.
A(4,1)=0.
A(4,2)=0.
A(4,3)=1.
A(5,1)=1./6.
A(5,4)=A(5,1)
A(5,2)=1./3.
A(5,3)=A(5,2)
B(2,1)=1./4.
B(3,1)=B(2,1)
B(3,2)=0.
B(4,1)=0.
B(4,2)=0.
B(5,4)=0.
B(4,3)=1.
B(5,1)=1./3.
B(5,2)=B(5,1)
B(5,3)=B(5,1)
CALL RKGS(TETA)
RETURN
END
```

DISK OPERATING SYSTEM/360 FORTRAN 360N-FO-451 CL 3-7

```

SUBROUTINE F(X,Y,YP,G)
COMMON XO,YO(2),YPO(2),H,M,N,Q,P(41),V(2,41),VP(2,41),A(5,4),B(5,4
1),GA,GB,CI,AA,BB,TETF,ICC,AL
DIMENSION YP(2),G(2),Y(2)
1 PL=SQRT(AA*AA+BB*BB+2.*AA*BB*COS(Y(1)))
APL=AA*BB*SIN(Y(1))/PL
G(1)=(PO(Y(1))*GB-GA*ABS(YP(1)*APL))/(GB+ABS(YP(1)*APL))
G(1)=G(1)*APL*ALFA(X)/CI
RETURN
END

```

DISK OPERATING SYSTEM/360 FORTRAN 360N-FO-451 CL 3-7

```

FUNCTION PO(VAR)
COMMON XO,YO(2),YPO(2),H,M,N,Q,X(41),V(2,41),VP(2,41),A(5,4),B(5,4
1),GA,GB,CI,AA,BB,TETF,ICC,AL
PI=3.141592
PLI=SQRT(AA*AA+BB*BB+2.*AA*BB*COS(VAR))
IF(VAR-45.*PI/180.)1,2,2
1 PO=270000.*PLI/7.-78930./7.
RETURN
2 IF(VAR-60.*PI/180.)3,4,4
3 PO=8750.*PLI-1375.
RETURN
4 IF(VAR-75.*PI/180.)5,6,6
5 PO=3000.*PLI+488.
RETURN
6 IF(VAR-PI/2.)7,8,8
7 PO=10000.*PLI/3.+1150./3.
RETURN
8 IF(VAR-105.*PI/180.)9,11,11
9 PO=150000.*PLI/11.-30010./11.
RETURN
11 PO=80000.*PLI/3.-6520.
12 RETURN
END

```

DISK OPERATING SYSTEM/360 FORTRAN 360N-FO-451 CL 3-7

```

FUNCTION ALFA(TPS)
COMMON XO,YO(2),YPO(2),H,M,N,Q,X(41),V(2,41),VP(2,41),A(5,4),B(5,4
1),GA,GB,CI,AA,BB,TETF,ICC,AL
IF(TPS-AL)10,10,15
10 ALFA=TPS/AL
RETURN
15 ALFA=1.
RETURN
END

```

DISK OPERATING SYSTEM/360 FORTRAN 360N-FO-451 CL 3-7

```

SUBROUTINE RKGS(TETA)
COMMON XO,YO(2),YPO(2),H,M,N,Q,X(41),V(2,41),VP(2,41),A(5,4),B(5,4
1),GA,GB,CI,AA,BB,TETF,ICC,AL
DIMENSION TETA(5),Y(2,5),U(5),Z(2,5),W(2),WP(2),TRAV(2),YP(2,5)
INTEGER Q
MM=M+1
IQ=Q+1
DO 6 J=1,MM
DO 6 I=1,IQ
II=I-1
IF(I*J-1)7,8,7
8 X(1)=XO
U(1)=XO
DO 9 K=1,N
V(K,1)=YO(K)
Y(K,1)=YO(K)
VP(K,1)=YPO(K)
9 YP(K,1)=YPO(K)
GO TO 6
7 IF(I-1)10,11,10
11 X(J)=U(IQ)
U(1)=U(IQ)
DO 12 K=1,N
V(K,J)=Y(K,IQ)
Y(K,1)=Y(K,IQ)
VP(K,J)=YP(K,IQ)
12 YP(K,1)=YP(K,IQ)
IF(J-M-1)6,999,6
10 DO 13 K=1,N
W(K)=Y(K,I-1)
13 WP(K)=YP(K,I-1)
IF(W(K)-TETF)26,998,998
998 X(J+1)=U(II)
ICC=J+1
GO TO 999
26 CALL F(U(I-1),W,WP,TRAV)
DO 14 K=1,N
14 Z(K,II)=TRAV(K)
U(I)=U(1)+H*TETA(I)
DO 15 K=1,N
Y(K,I)=Y(K,1)+H*TETA(I)*YP(K,1)
DO 16 IR=1,II
IF(B(I,IR))18,16,18
18 Y(K,I)=Y(K,I)+H*H*B(I,IR)*Z(K,IR)/2.
16 CONTINUE
YP(K,I)=YP(K,1)
DO 19 IR=1,II
IF(A(I,IR))20,19,20
20 YP(K,I)=YP(K,I)+H*A(I,IR)*Z(K,IR)
19 CONTINUE
15 CONTINUE
6 CONTINUE
999 RETURN
END

```

| TEMPS | TETA | TETAPRIME | TETASECONDE | LONGUEUR | F*ALFA | VITESSE U | F*ALFA*U | I*TETAPRIM2 | RDT |
|-------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 0.0 | 0.52360E 00 | 0.0 | 0.0 | 0.33872E 00 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 |
| 0.010 | 0.52458E 00 | 0.29417E 00 | 0.58444E 02 | 0.33870E 00 | 0.29374E 03 | 0.58529E-02 | 0.17192E 01 | 0.43267E-02 | 0.51920E 00 |
| 0.020 | 0.53138E 00 | 0.11557E 01 | 0.11297E 03 | 0.33856E 00 | 0.56099E 03 | 0.23272E-01 | 0.13056E 02 | 0.66776E-01 | 0.20033E 01 |
| 0.030 | 0.54942E 00 | 0.25332E 01 | 0.16139E 03 | 0.33819E 00 | 0.77685E 03 | 0.52629E-01 | 0.40884E 02 | 0.32086E 00 | 0.42782E 01 |
| 0.040 | 0.58353E 00 | 0.43568E 01 | 0.20174E 03 | 0.33747E 00 | 0.91834E 03 | 0.95708E-01 | 0.87893E 02 | 0.94908E 00 | 0.71181E 01 |
| 0.050 | 0.63772E 00 | 0.65284E 01 | 0.23014E 03 | 0.33622E 00 | 0.96595E 03 | 0.15554E 00 | 0.15024E 03 | 0.21310E 01 | 0.10228E 02 |
| 0.060 | 0.71477E 00 | 0.88981E 01 | 0.24010E 03 | 0.33429E 00 | 0.91012E 03 | 0.23474E 00 | 0.21364E 03 | 0.39588E 01 | 0.13196E 02 |
| 0.070 | 0.81503E 00 | 0.11084E 02 | 0.19768E 03 | 0.33148E 00 | 0.66921E 03 | 0.32740E 00 | 0.21910E 03 | 0.61423E 01 | 0.15356E 02 |
| 0.080 | 0.93522E 00 | 0.12899E 02 | 0.16483E 03 | 0.32772E 00 | 0.49890E 03 | 0.42619E 00 | 0.21262E 03 | 0.83198E 01 | 0.16640E 02 |
| 0.090 | 0.10719E 01 | 0.14373E 02 | 0.13028E 03 | 0.32296E 00 | 0.35612E 03 | 0.52579E 00 | 0.18724E 03 | 0.10329E 02 | 0.17214E 02 |
| 0.100 | 0.12216E 01 | 0.15524E 02 | 0.10038E 03 | 0.31723E 00 | 0.25187E 03 | 0.61872E 00 | 0.15584E 03 | 0.12050E 02 | 0.17215E 02 |
| 0.110 | 0.13814E 01 | 0.16390E 02 | 0.73372E 02 | 0.31063E 00 | 0.17248E 03 | 0.69724E 00 | 0.12026E 03 | 0.13432E 02 | 0.16790E 02 |
| 0.120 | 0.15486E 01 | 0.17010E 02 | 0.51688E 02 | 0.30335E 00 | 0.11656E 03 | 0.75428E 00 | 0.87921E 02 | 0.14467E 02 | 0.16074E 02 |
| 0.130 | 0.17208E 01 | 0.17396E 02 | 0.25200E 02 | 0.29564E 00 | 0.56000E 02 | 0.78282E 00 | 0.43838E 02 | 0.15131E 02 | 0.15131E 02 |
| 0.140 | 0.18957E 01 | 0.17530E 02 | 0.19175E 01 | 0.28781E 00 | 0.43278E 01 | 0.77662E 00 | 0.33611E 01 | 0.15364E 02 | 0.13968E 02 |
| 0.150 | 0.20704E 01 | 0.17371E 02 | 0.27539E 02 | 0.28024E 00 | 0.65344E 02 | 0.73208E 00 | 0.47837E 02 | 0.15087E 02 | 0.12573E 02 |