



## ERRATA

- p.10 - dernière ligne :  
lire "dans" au lieu de "dand"
- p.104 - 5e ligne de la légende :  
lire "...égale à  $0.2 u_0$ ..." au lieu de "... égale à  $0.240$ ..."
- p.140 - 3e ligne du paragraphe  $\beta$  :  
ajouter "...l'optimum de vitesse ne semble pas sensible à l'inertie".
- p.193 - 6e ligne :  
ajouter "15".
- p.221 - 8e ligne du paragraphe a :  
ajouter "... est semblable dans les deux cas."
- p.227 - 1e ligne - 3e alinéa :  
lire "...par..." au lieu de "...part..."

## SOMMAIRE

### INTRODUCTION

I	- RECHERCHE DES CONDITIONS OPTIMALES	1
II	- CHOIX DU MOUVEMENT	7
III	- ELECTROMYOGRAMMES ET ACTIVITES MUSCULAIRES	8
IV	- CHOIX DES CRITERES D'OPTIMALITE ET PLAN DE L'ETUDE	9

### CHAPITRE I - TECHNIQUE

I	- DISPOSITIF ERGOMETRIQUE	14
II	- DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATIQUES	19
III	- DETECTION ET QUANTIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE	22
IV	- DISTORSION HARMONIQUE	26
V	- DIAGRAMME DE BODE	27
VI	- TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT	28

### CHAPITRE II - PROPRIETES MECANIQUES DES FLECHISSEURS ET DES EXTENSEURS

I	- DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET GEOMETRIE MUSCULO-SQUELETTIQUE	33
II	- ELASTICITE DU FLECHISSEUR ET DE L'EXTENSEUR EQUIVALENTS	48
III	- LES GENERATEURS DE FORCE	59
IV	- DISCUSSION	78
V	- CONCLUSION	109

### CHAPITRE III - CRITERES ELECTROMYOGRAPHIQUES D'OPTIMALITE DU MOUVEMENT

I	- TECHNIQUE ET PROTOCOLE	120
II	- RESULTATS	123
III	- DISCUSSION	162
IV	- CONCLUSION	175

### CHAPITRE IV - CRITERES BIOMECHANIQUES D'OPTIMALITE DU MOUVEMENT

I	- TECHNIQUE ET PROTOCOLE	182
II	- RESULTATS	187
III	- DISCUSSION	201
IV	- CONCLUSION	213

CHAPITRE V - DISCUSSION GENERALE

I - ETUDE ET COMPARAISON DES DIFFERENTS CRITERES D'OPTIMALITE	215
II - PROPRIETES MECANIQUES DES MUSCLES EQUIVALENTS	224
III - FONCTIONNEMENT DU SYSTEME DE COMMANDE ET DE REGULATION DU MOUVEMENT	228
<u>RESUME - CONCLUSION</u>	237
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	243
<u>ANNEXES</u>	265

*Chaque chapitre est précédé d'un plan détaillé.*

INTRODUCTION

I - <u>RECHERCHE DES CONDITIONS OPTIMALES</u>	1
1 - La marche	2
2 - Activités professionnelles et mouvements standardisés	2
a - travaux à niveau métabolique élevé	
b - travaux et mouvements à niveau métabolique faible	
II - <u>CHOIX DU MOUVEMENT</u>	7
III - <u>ELECTROMYOGRAMMES ET ACTIVITES MUSCULAIRES</u>	8
IV - <u>CHOIX DES CRITERES D'OPTIMALITE ET PLAN DE L'ETUDE</u>	9
1 - Régime économique et régime de puissance maximale	10
2 - Critères électromyographiques	11
3 - Critères biomécaniques	11

Depuis LAVOISIER, il est courant d'assimiler le fonctionnement des organismes animaux à celui d'un moteur qui transforme de l'énergie chimique en énergies thermique et mécanique avec consommation d'oxygène et rejet de gaz carbonique. Cette analogie se retrouve en particulier lors de l'étude des conditions dans lesquelles fonctionnent les organismes pour en définir les conditions optimales de fonctionnement, c'est-à-dire les conditions qui satisfont à un ou plusieurs critères d'optimalité. En effet, les critères peuvent être multiples et il est aisé d'en montrer la relativité. C'est ainsi qu'ils dépendent, en particulier, du point de vue adopté. Le critère d'optimalité qui permettra, par exemple, de connaître les conditions dans lesquelles une activité donnée nécessite la dépense énergétique minimale sera le rendement maximum. Ces conditions définies comme "économiques" se trouvent être fréquemment différentes de celles où c'est le critère de puissance maximale qui est retenu.

A l'aide de quelques exemples, on exposera les résultats obtenus au cours de l'étude de différentes activités humaines pour montrer que la recherche des conditions optimales et la définition de critères d'optimalité ont été fréquemment au centre des motivations de ces études.

## I - RECHERCHE DES CONDITIONS OPTIMALES

Chez l'homme, il existe de nombreuses activités (la marche et les activités professionnelles par exemple) pour lesquelles on peut montrer que le rendement passe par un maximum pour certaines conditions.

### 1 - La marche

La marche normale a fait l'objet de nombreuses études pour établir des relations qui lient la vitesse moyenne, la longueur et la fréquence des pas (v. par exemple MOLEN et coll., 1972 a) et mesurer la consommation énergétique dans diverses situations (v. par exemple ATZLER et HERBST, 1927 ; RALSTON, 1958 ; BOBBERT, 1960 ; DEAN, 1965).

Pour une longueur de pas donnée, la dépense énergétique, objectivée par la consommation d'oxygène, passe par un minimum pour une fréquence de pas donnée (v. *figure 1*). Lorsque la longueur du pas augmente, la fréquence optimale diminue.

Dans de nombreuses études, l'accent est mis sur le fait que lorsque le sujet marche "librement" il adopte une longueur et une fréquence de pas telles que la consommation énergétique est minimale pour la vitesse de locomotion choisie (v. par exemple COTES et MEADE, 1960). Tout se passe comme si les séquences motrices des muscles impliqués dans la marche étaient déterminées de façon à minimiser l'énergie dissipée (BECKETT et CHANG, 1968).

Le fait que le rapport de la longueur du pas à la fréquence du pas est remarquablement constant (DEAN, 1965) permet à MOLEN et coll. (1972 a, b) de dire que ce rapport joue un rôle fondamental dans le "choix" de la vitesse optimale énergétique de la marche. Le calcul du travail fourni au cours de la marche n'est pas très aisé. Il est fréquemment estimé d'après les déplacements verticaux du centre de gravité du sujet. Ces difficultés font que le rendement, au sens énergétique du terme, est rarement calculé (ZARRUGH et coll., 1974).

### 2 - Activités professionnelles et mouvements standardisés

Dès la fin du XIXe Siècle et le début du XXe Siècle, le perfectionnement des techniques de mesure de la consommation d'oxygène et

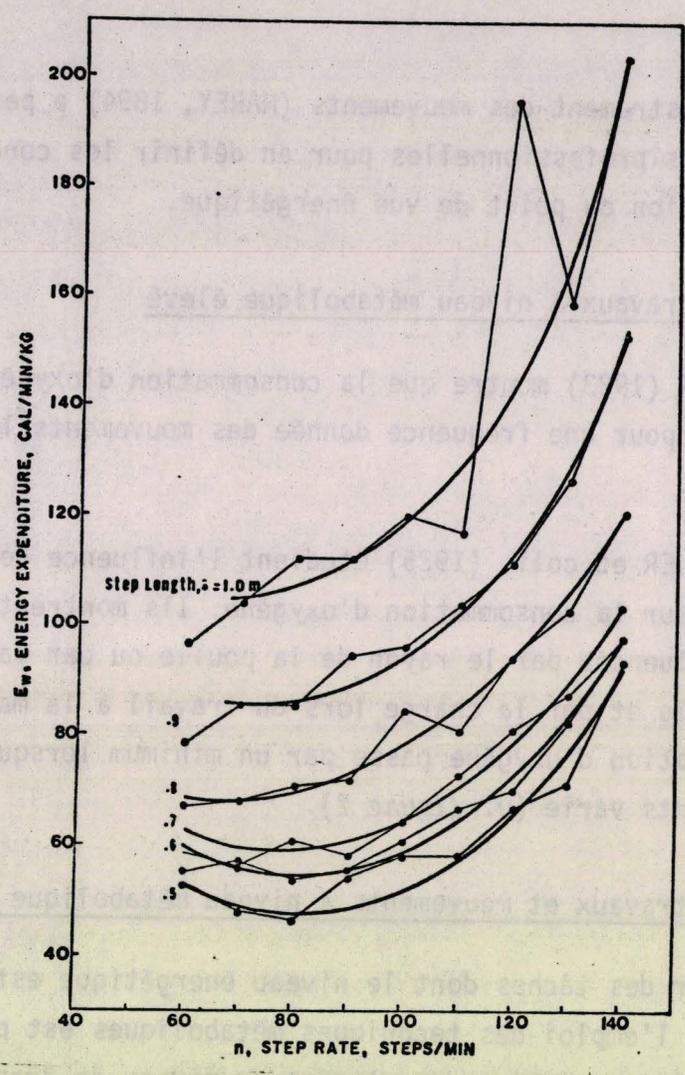


Figure 1

Relations entre la consommation énergétique spécifique ( $E_w$ ) exprimée en calories par minute et par kilogramme et la fréquence des pas ( $n$ ) exprimée en pas par minute, pour différentes longueurs de pas chez l'homme.

(d'après ZARRUGH et coll., 1974)



d'enregistrement des mouvements (MAREY, 1894) a permis l'étude des activités professionnelles pour en définir les conditions optimales d'exécution du point de vue énergétique.

a) travaux à niveau métabolique élevé

AMAR (1923) montre que la consommation d'oxygène passe par un minimum pour une fréquence donnée des mouvements lors du travail à la lime.

ATZLER et coll. (1925) étudient l'influence des dimensions des outils sur la consommation d'oxygène. Ils montrent, par exemple, qu'elle est influencée par le rayon de la poulie ou par la longueur de la manivelle et par la charge lors du travail à la manivelle. Cette consommation d'oxygène passe par un minimum lorsque la fréquence des mouvements varie (v. *figure 2*).

b) travaux et mouvements à niveau métabolique faible

Pour des tâches dont le niveau énergétique est relativement faible, l'emploi des techniques métaboliques est plus délicat. En effet, les variations spontanées du niveau de "repos" sont parfois du même ordre de grandeur que celles qui sont spécifiques du travail considéré. Cependant, BOUISSET et MONOD (1959, 1961, 1962) ont pu montrer qu'il existe une zone optimale dans laquelle le déplacement horizontal d'une charge faible nécessite une dépense d'énergie plus faible que dans les autres zones du même plan horizontal.

Lors d'une étude du rendement de mouvements alternatifs de l'avant-bras effectués dans un plan vertical, PERTUZON (1964) a pu montrer l'existence d'une "cadence économique". Pour le même type de mouvement, PERTUZON et BOUISSET (1965) montrent que la cadence "économique" et la cadence "spontanée" ne diffèrent pas significativement pour des charges inférieures à 2 kg ajoutées au poignet.

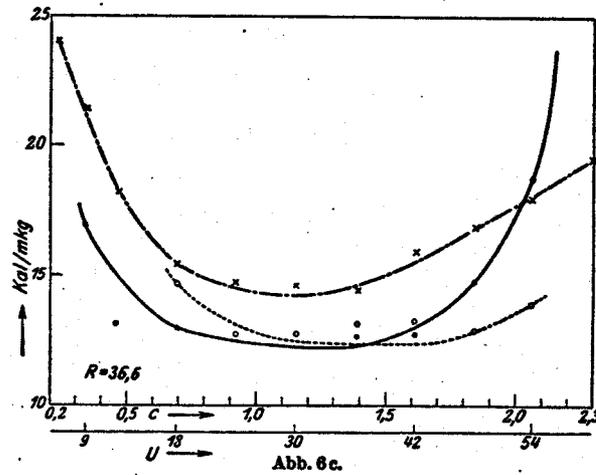
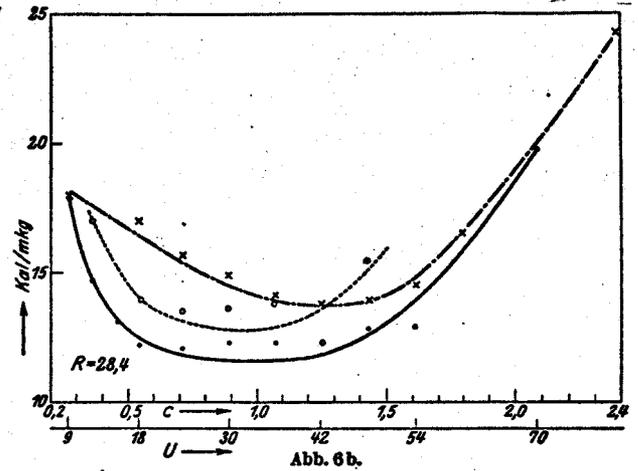
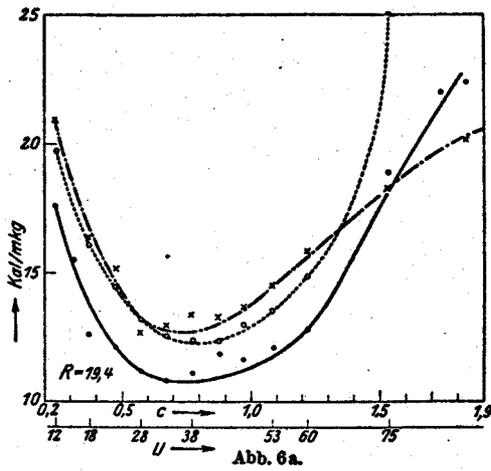


Figure 2

Consommation énergétique spécifique (Kcal/m.kg) en fonction de la fréquence du mouvement ( $U$ ) (mouvements par minute) lors du travail au treuil manoeuvré par une manivelle.

Les figures a, b et c correspondent respectivement à l'utilisation de trois longueurs de manivelle ( $R$ ).

Dans chaque cas, trois charges sont opposées au mouvement.

(d'après ATZLER et coll., 1925)



La lourdeur des techniques mises en oeuvre pour évaluer la consommation d'oxygène a incité différents auteurs à chercher d'autres indices d'optimalité.

C'est ainsi que, au cours de mouvements de va-et-vient de l'avant-bras dans un plan horizontal, WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b) et WACHHOLDER (1934) estiment que la cadence "optimale" est celle pour laquelle les forces passives (inertie et élasticité) sont utilisées au maximum. Elle survient lorsque la cadence des mouvements est telle que le sujet a la "sensation" d'une exécution "élastique" des mouvements : c'est le "tempo d'élasticité".

Dans un autre ordre d'idée, BOUISSET et coll. (1962) montrent à l'aide de la mesure de la fréquence cardiaque, l'existence d'une zone optimale où le "coût cardiaque" est minimum. Toutefois, la détermination des conditions optimales par le "coût cardiaque" minimum est limitée par le fait que la fréquence cardiaque n'est proportionnelle à la dépense énergétique que dans certaines limites.

On sait en effet que la relation entre la fréquence cardiaque et la puissance développée cesse d'être linéaire pour des puissances élevées lors de charges thermiques relativement importantes (v. par exemple ASTRAND et RODAHL, 1973).

Cette revue rapide permet toutefois de dégager quelques remarques.

1 - Le concept d'optimalité est relatif. Si on se place dans le cadre de l'étude du mouvement, il apparaît qu'un mouvement peut être optimal à plusieurs titres ; il peut être optimal s'il est le plus précis, le plus rapide, le plus économique, si la puissance fournie est maximale. Les conditions optimales peuvent être ou non exclusives l'une de l'autre. Il est, par exemple, possible que le mouvement soit en même temps le plus rapide et celui où la puissance maximale est fournie. Par contre, il semble peu vraisemblable qu'un mouvement soit, à la fois, le plus rapide et le plus économique.

2 - Le critère d'optimalité le plus fréquemment utilisé semble être de nature énergétique. Dans ces cas, le but des études est la détermination, pour une tâche ou un mouvement donnés, des conditions où la dépense énergétique est relativement la plus faible.

3 - Dans la majorité des études, un seul critère d'optimalité est étudié.

4 - Les variables cinématiques des différents segments des membres en mouvement sont rarement détectées et enregistrées.

Compte tenu de ces remarques, on a pensé qu'il était intéressant d'entreprendre l'étude de mouvements isolés et de va-et-vient à l'aide de plusieurs critères d'optimalité, dans des conditions permettant de connaître et de contrôler à chaque instant les variables cinématiques et les couples développés par les différents groupes musculaires concernés.

Pour compléter l'étude, il était nécessaire de disposer, pour chacun des muscles concernés, d'un indice permettant d'apprécier leur niveau d'excitation. L'électromyogramme semblait être à même de remplir cet office (GOUBEL, 1974).

## II - CHOIX DU MOUVEMENT

Le mouvement choisi doit être aussi simple que possible. Il doit répondre à plusieurs impératifs dont certains ont été précisés par WILKIE (1950).

- Le mouvement doit mobiliser une seule articulation à géométrie simple pour pouvoir être modélisée. Si l'articulation présente plusieurs degrés de liberté, il est nécessaire de les réduire à un seul.

- Le mouvement doit concerner un nombre restreint de muscles bien délimités anatomiquement.
- Le mouvement ne doit pas perturber la posture du reste du corps.
- Le mouvement doit pouvoir être reproduit avec le maximum d'exactitude.

C'est en fonction de ces impératifs que les mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras ont été retenus. Ces mouvements sont effectués dans un plan horizontal pour s'affranchir de l'influence de la pesanteur.

Plusieurs types de mouvements ont été explorés. Il s'agit :

- de mouvements isolés maximaux effectués contre différentes inerties.
- de mouvements isolés sous-maximaux effectués à différentes vitesses et contre différentes inerties.
- de mouvements de va-et-vient maximaux et sous-maximaux effectués contre différentes inerties et à différentes cadences imposées.

Dans tous les cas, l'amplitude des mouvements est fixée et limitée par arrêt volontaire.

### III - ELECTROMYOGRAMMES ET ACTIVITES MUSCULAIRES

Le segment avant-bras plus main est mu par les muscles fléchisseurs croisant l'articulation du coude ; il était nécessaire de relier leur activité aux performances mécaniques enregistrées au niveau du segment en mouvement.

L'électromyogramme (EMG) de surface constitue une technique de choix pour l'étude des plans de coopération musculaire et le niveau d'excitation des différents muscles impliqués dans le mouvement. GOUBEL (1974) a montré qu'il existe des relations entre l'EMG intégré et les variables mécaniques du mouvement. De plus, PERSON (1963) a montré que les électrodes de surface permettent la détection de l'activité des unités motrices proches de la surface. BOUISSET et MATON (1972) ayant établi que l'EMG de surface est représentatif de l'EMG intramusculaire, il s'avère que l'EMG de surface est une bonne technique d'étude du niveau d'excitation musculaire. Toutefois, elle n'est utilisable que pour les muscles des plans superficiels. Pour les muscles des plans profonds, seule la technique des électrodes intramusculaires est appropriée. Il apparaît toutefois que cette technique n'est pas toujours totalement indolore et que l'exécution du mouvement risque d'être perturbée (KAHN et coll., 1971).

On a donc choisi de n'utiliser que l'EMG de surface. La participation d'un ou plusieurs muscles des plans profonds inaccessibles à l'électromyographie de surface entraîne la formulation de certaines hypothèses quant à son action par rapport à celle des autres muscles synergistes (BOUISSET, 1973). En particulier, il est nécessaire de poser par hypothèse que le niveau d'excitation des muscles synergistes reste toujours dans le même rapport.

#### IV - CHOIX DES CRITERES D'OPTIMALITE ET PLAN DE L'ETUDE

L'ensemble des structures nerveuses, musculaires et ostéo-articulaires impliquées dans les mouvements peuvent être considérées comme un système composé de sous-systèmes.

Il apparaît fréquemment que les conditions optimales de fonctionnement des sous-systèmes ne coïncident pas entre elles ni avec celles du système global (MILSUM, 1966).

Le propos de ce travail est de définir un certain nombre de sous-systèmes qui interviennent dans les mouvements du coude et d'en étudier les conditions optimales de fonctionnement.

Les sous-systèmes identifiés sont les muscles en tant que tels et le système musculo-squelettique pour lequel on examine tantôt le versant excitation des muscles tantôt le versant expression mécanique de l'activité des muscles.

Pour un même sous-système, plusieurs critères d'optimalité peuvent être définis. En effet, chaque critère peut tester un aspect différent du fonctionnement du sous-système. Dans le cas où le même aspect du fonctionnement est testé, il se peut qu'un critère soit plus fiable qu'un autre.

Ce sont les raisons pour lesquelles plusieurs critères d'optimalité seront testés.

### 1 - Régime économique et régime de puissance maximale

Le sous-système "muscle" est considéré comme un moteur. Le couple et la puissance fournis par le moteur varient suivant son régime. La force développée par le muscle et la puissance qu'il peut fournir varient avec la vitesse à laquelle il se raccourcit ou s'allonge.

De même que pour le moteur, on définit un régime "économique" et un régime de puissance maximale, on peut montrer qu'il existe des conditions économiques et optimales de puissance pour le muscle. Celles-ci seront déterminées à l'aide des relations force-vitesse et puissance-vitesse dans le chapitre II.

## 2 - Critères électromyographiques

On sait que, suivant les conditions d'exécution des mouvements à arrêt volontaire, le plan de coopération musculaire est tel qu'il peut exister des périodes où les muscles sont simultanément inexcités. Cela se traduit par un "silence électrique commun" (SEC) sur les électromyogrammes des muscles antagonistes (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 a, b ; SATO, 1963 ; BOUISSET et coll., 1970).

D'après WACHHOLDER (1934), la durée maximum du SEC correspond aux conditions pour lesquelles les forces passives (inertie et élasticité) seraient utilisées au maximum. On va donc essayer de voir si la durée du SEC est effectivement sensible à la fréquence ou à la vitesse des mouvements et à l'inertie opposée aux mouvements et définir, éventuellement, des conditions optimales vis à vis de l'utilisation maximale des forces passives.

Compte tenu du fait que l'EMG intégré peut renseigner sur la consommation d'énergie par les muscles (v. par exemple KURODA et coll., 1970), on a établi le rapport entre le travail fourni et l'EMG intégré définissant ainsi un "rendement électromyographique". On a donc étudié l'influence de la vitesse ou de la cadence des mouvements sur ce rendement électromyographique pour tenter de définir les conditions "économiques" de mouvements isolés et de va-et-vient sous-maximaux (chapitre III).

## 3 - Critères biomécaniques

Le mouvement de va-et-vient de l'avant-bras est ensuite considéré comme un système vibrant dont on cherche la fréquence de résonance

pour une inertie donnée à partir des courbes de gain et de phase entre l'entrée (l'électromyogramme) et la sortie (le mécanogramme) pour différentes fréquences de mouvements. La fréquence de résonance est celle pour laquelle le gain est maximum, elle est donc considérée comme optimale.

Enfin, on considère que les mécanogrammes sont l'expression périphérique de l'organisation du mouvement (BOUISSET, 1973). On établit alors que le mouvement de va-et-vient qui est le plus proche du mouvement sinusoïdal est celui pour lequel l'énergie dissipée dans le système est minimale. L'écart à la sinusoïde est mesuré par la distorsion harmonique du déplacement angulaire (chapitre IV).

Les conditions optimales définies à l'aide des différents critères sont comparées entre elles.

Le fonctionnement du système neuromusculaire, comportant des muscles aux propriétés mécaniques différentes, est comparé à celui d'un système auto-adaptatif auto-optimalisant. En effet, pour une tâche donnée, c'est une séquence motrice relativement stable qui est adoptée parmi de nombreuses possibilités. On cherche, à la lumière des données de la littérature, quel peut être le support physiologique de "l'instinct économique" qui guide le choix du "meilleur" mouvement (WACHHOLDER, 1934) (chapitre V).

CHAPITRE I

## TECHNIQUE

I - <u>DISPOSITIF ERGOMETRIQUE</u>	14
1 - Le bâti	14
2 - L'équipage mobile	14
3 - La butée	18
4 - Le siège	18
II - <u>DETECTION ET MESURE DES VARIABLES CINEMATIQUES</u>	19
1 - Déplacement angulaire	19
2 - Vitesse angulaire	20
3 - Accélération angulaire	21
III - <u>DETECTION ET QUANTIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE</u>	22
1 - Détection des EMG	22
2 - Quantification des EMG	24
a - intégration électronique	
b - intégration numérique	
IV - <u>DISTORSION HARMONIQUE</u>	26
V - <u>DIAGRAMME DE BODE</u>	27
VI - <u>TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT</u>	28
1 - Enregistrement graphique	28
2 - Enregistrement magnétique	29

Dans les conditions mécaniques précises que l'on s'est fixé, il convient d'utiliser un guide-mouvement, dispositif mécanique auquel le segment corporel est assujéti et sur lequel on peut mesurer les variables cinématiques et fixer des masses afin d'en augmenter l'inertie.

L'ensemble du dispositif ergométrique est décrit dans les deux premières parties du présent chapitre.

L'activité myoélectrique des muscles concernés dans les mouvements est considérée comme le reflet de leur niveau d'excitation. C'est pourquoi un soin particulier a été apporté à la détection et à la quantification des EMG qui sont exposées dans la troisième partie.

Les variables mécaniques des mouvements constituent l'expression périphérique de l'organisation centrale de ces mouvements. A cet effet, la mesure de la distorsion harmonique du déplacement et l'établissement du diagramme de BODE peuvent fournir des résultats sur les variations de cette organisation en fonction des conditions d'exécution des mouvements. Ces techniques sont exposées respectivement dans la quatrième et la cinquième partie.

Enfin, les techniques d'enregistrement des différentes variables sont exposées dans la sixième partie.

## I - DISPOSITIF ERGOMETRIQUE

Le dispositif ergométrique est inspiré de ceux précédemment réalisés par BOUISSET et DENIMAL (1964) et par CNOCKAERT (1968). Il a été conçu et réalisé en collaboration avec E. PERTUZON.

L'ensemble de ce dispositif est tel que seul le segment corporel est mobile autour du coude. Il définit une posture générale du sujet très stable, standardisée, et pouvant être maintenue sans gêne importante pour le sujet pendant le temps de l'expérimentation.

Les frictions au niveau des pièces mobiles et les vibrations sont très faibles.

Lors de l'étude des mouvements maximaux isolés, une butée est placée en fin de mouvement. Elle absorbe la totalité de l'énergie cinétique sans exercer de contrainte au niveau de l'articulation du coude et de l'épaule.

Ce dispositif est constitué d'un bâti supportant un équipement mobile, au bâti est annexé un siège, à l'équipage mobile est adjoint la butée.

### 1 - Le bâti (v. *figure 3*)

Deux colonnes verticales, d'un mètre cinquante chacune et dont l'une supporte l'équipage mobile, sont reliées par deux entretoises horizontales. Ces deux colonnes sont maintenues par deux étais obliques fixés au sommet de chaque colonne et sur une embase commune scellée au sol. Ce bâti est réalisé en acier et pèse 350 kg.

### 2 - L'équipage mobile (v. *figure 4*)

Il est composé de deux parties mobiles autour d'un même axe vertical, leur angle de couplage est réglable. La partie supérieure

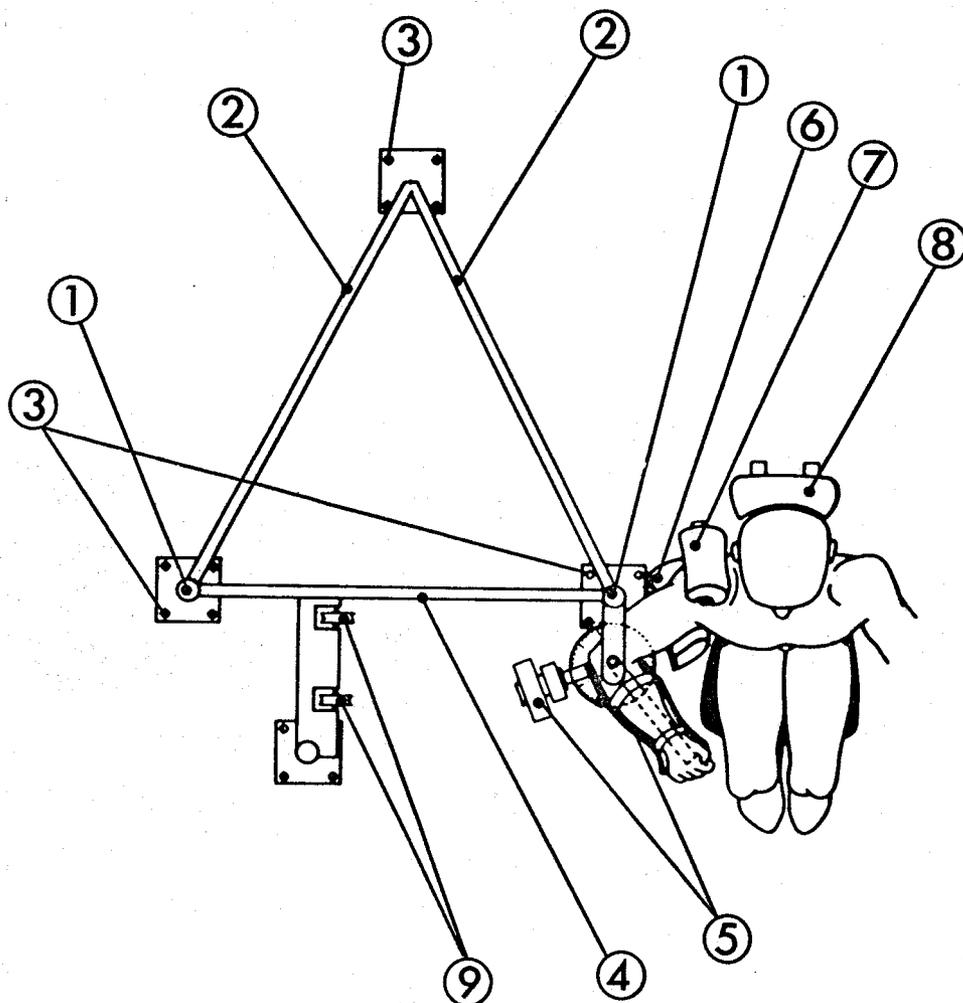


Figure 3

Vue de dessus du dispositif expérimental avec le sujet en place.

- 1 - Colonnes verticales en acier
- 2 - Etais obliques
- 3 - Embases
- 4 - Entretoise horizontale
- 5 - Equipage mobile
- 6 - Support d'aisselle droit
- 7 - Butée supérieure d'épaule
- 8 - Appuie-tête
- 9 - Poulies de renvoi

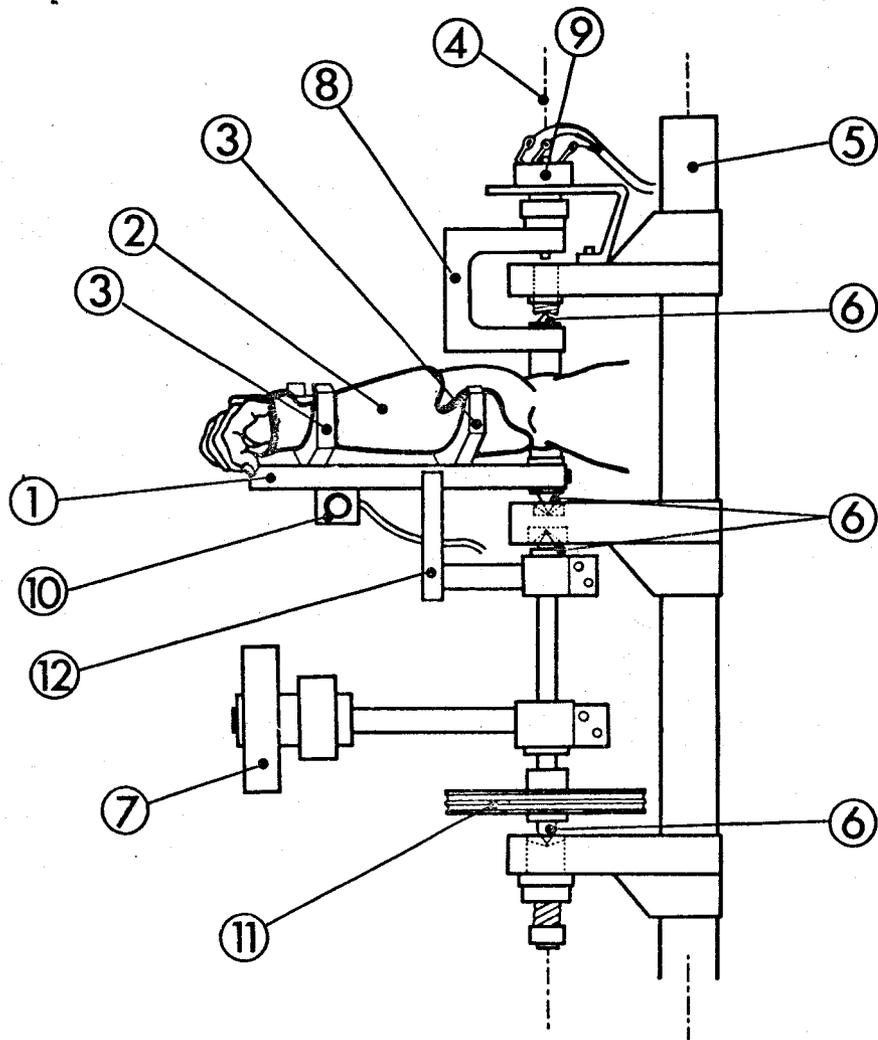


Figure 4

*Vue de profil de l'équipage mobile.*

- 1 - Tige métallique en acier
- 2 - Attelle en altuglass
- 3 - Etriers de fixation de l'attelle
- 4 - Axe de rotation du système et du bras
- 5 - Colonne verticale du bâti
- 6 - Pointeaux
- 7 - Inerties additionnelles
- 8 - Renvoi en aluminium
- 9 - Goniomètre
- 10 - Accéléromètre tangentiel
- 11 - Poulie graduée
- 12 - Fourchette de couplage des deux parties mobiles

reçoit l'avant-bras et les capteurs de déplacement et d'accélération angulaires. La partie inférieure reçoit des inerties additionnelles.

- La partie supérieure est constituée d'une tige métallique en acier de  $4 \text{ cm}^2$  de section et de 30 cm de longueur. Une attelle en altuglass est moulée aux formes de la main et de l'avant-bras droits placés en semi-pronation. Deux sangles de cuir assurent la solidarisation de l'avant-bras et de l'attelle. Cette dernière est fixée sur la tige par l'intermédiaire de deux étriers de façon telle que l'ensemble coulisse suivant l'axe longitudinal de la tige. Ce dispositif permet, pour tous les sujets, de fixer l'avant-bras et de mettre l'axe du coude en coïncidence avec celui de l'équipage mobile.

La rotation dans le plan horizontal est assurée par deux pointeaux en acier trempé reposant dans deux sièges en bronze fixés sur la colonne. Un renvoi en aluminium transmet le mouvement à un goniomètre. Un accéléromètre tangentiel est fixé sur la tige à 20 cm de l'axe de rotation.

- La partie inférieure est constituée d'une tige en acier de 2 cm de diamètre. Sa rotation dans un plan horizontal est assurée de la même façon que la partie supérieure. Elle reçoit les inerties additionnelles désignées par  $I_3$ ,  $I_5$ ,  $I_7$  et  $I_{10}$ . Une fourchette permet le couplage mécanique des deux parties. Enfin, une poulie graduée en aluminium permet un repérage précis de la position angulaire de l'articulation du coude.

Le moment d'inertie de l'équipage mobile est mesuré sans et avec les inerties additionnelles. Il est calculé de la façon suivante : la poulie en aluminium est creusée d'une gorge. Elle reçoit un câble horizontal auquel est suspendu une masse connue par l'intermédiaire d'une poulie de rappel. Lorsque la masse est lâchée, l'ensemble est animé d'un mouvement uniformément accéléré. A partir de la valeur constante de l'accélération angulaire ( $\theta''$ ) on déduit le moment d'inertie

de l'ensemble mécanique au moyen de l'expression :

$$I = \frac{P\rho (g - \Gamma)}{\theta''} \quad (1)$$

P est le poids connu, g l'accélération de la pesanteur,  $\rho$  le rayon de la poulie en aluminium,  $\Gamma$  l'accélération linéaire de P. L'inertie du système sans inertie additionnelle ( $I_0$ ) est de 0.119 kg.m<sup>2</sup>. Avec les inerties additionnelles, les résultats sont les suivants :

$$I_3 = 0.408 \text{ kg.m}^2$$

$$I_5 = 0.586 \text{ kg.m}^2$$

$$I_7 = 0.721 \text{ kg.m}^2$$

$$I_{10} = 1.074 \text{ kg.m}^2$$

### 3 - La butée

Lors des mouvements d'extension maximaux, une butée de sécurité a été placée en fin de mouvement. Elle est constituée d'un amortisseur à huile auquel est adjoint, en série, un ressort travaillant en compression. Cette butée permet de réduire considérablement les contraintes sur l'axe de rotation du dispositif ergométrique. En effet, sa position est calculée pour que l'impact sur la butée se fasse sur la trajectoire du centre de gravité des inerties additionnelles.

### 4 - Le siège

Il est en bois et fixé au sol par une embase métallique qui permet de déplacer le siège par rapport au bâti afin d'adapter la position relative du siège et l'axe de rotation de l'équipage mobile aux caractéristiques anthropométriques des différents sujets. Deux supports d'aisselle, dont la hauteur est réglable, sont fixés de part et d'autre du siège. Enfin, un système de sangles larges permet de maintenir le thorax sur le dossier du siège.

Il est ainsi possible d'obtenir à la fois une très bonne stabilité et une bonne reproductibilité de la posture des différents sujets. La hauteur du plan d'assise du siège par rapport au sol est de 53 cm.

## II - DETECTION ET MESURE DES VARIABLES MECANIQUES

Les variables mécaniques détectées sont celles de l'équipage mobile ; il est donc essentiel de solidariser totalement avant-bras et équipage afin de supprimer les déplacements relatifs de l'attelle et de l'avant-bras.

On détecte le déplacement, la vitesse et l'accélération angulaires.

### 1 - Déplacement angulaire

Le déplacement et la position angulaires sont détectés au moyen d'un potentiomètre dont l'axe de rotation est couplé à celui du dispositif de reproduction du mouvement. Il s'agit d'un potentiomètre à réponse linéaire dont la piste est en matière plastique (MCB, *Veritable Alter, type H 33*) de résistance nominale 1000  $\Omega$ . Le couple de rotation est  $2 * 10^{-3}$  m.N, donc très faible par rapport aux couples développés. L'erreur de linéarité est de 0.25 p.100. La résistance équivalente de bruit calculée pour une vitesse de rotation de 4 tours par minute ne dépasse pas 1 p.100 de la valeur nominale de la résistance.

L'impédance d'entrée de l'étage adaptateur est élevée ; elle permet ainsi de ne pas perturber la variation de tension électrique de sortie du potentiomètre. Une contre batterie permet d'ajuster le

zéro électrique du circuit lorsque le guide-mouvement est placé à la position de référence. Un contacteur à deux positions permet de régler le gain (1 et 0.5) pour l'adapter aux conditions d'enregistrement. Les valeurs du déplacement angulaire ainsi obtenues sont désignées par  $\theta$ . Elles sont étalonnées en utilisant la poulie graduée fixée sur l'axe de rotation du guide-mouvements.

## 2 - Vitesse angulaire

Elle peut être obtenue soit par différentiation du signal potentiométrique, soit par intégration de l'accélération angulaire. La deuxième solution est difficilement applicable ici à cause de la dérive possible du signal d'accélération.

La première solution est rendue possible du fait des bonnes caractéristiques du potentiomètre qui délivre un signal électrique avec un rapport signal sur bruit très élevé.

La différentiation continue du signal est assurée par un circuit RC dont la constante de différentiation est réglable et d'un amplificateur à gain fixe de 30. Cette technique présente l'avantage de conserver un déphasage négligeable pour toutes les gammes de vitesses explorées pour autant que les constantes de temps soient déterminées correctement à savoir :

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

L'erreur sur la linéarité est limitée à 2 p.100 dans tous les cas. En outre, les circuits RC jouent le rôle d'atténuateur et permettent de n'utiliser qu'un amplificateur à gain fixe.

Les valeurs ainsi mesurées sont désignées par  $\theta'$ . Elles sont étalonnées par différentiations graphiques des tracés de  $\theta$  obtenus lors de mouvements balistiques où  $\theta'$  est constante et  $\theta$  une fonction linéaire du temps.

### 3 - Accélération angulaire

Théoriquement, elle peut être obtenue par différentiation du signal de vitesse angulaire. Cependant, la double différentiation de  $\theta$  diminue considérablement le rapport signal sur bruit, ce qui rend cette technique pratiquement inutilisable pour la détection de faibles accélérations. C'est pourquoi, nous avons eu recours à une mesure directe de l'accélération grâce à des capteurs accélérométriques à inertie de marque ACB.

Ces derniers sont conçus suivant le principe de la détection de la variation d'induction mutuelle de deux circuits selfiques. L'élément de mesure est un noyau constitué d'un matériau magnétique porté par une membrane élastique. Les déplacements, très faibles (quelques microns) du noyau sont proportionnels aux accélérations et s'effectuent dans l'entrefer commun à deux transformateurs symétriques fixes. L'ensemble est plongé dans un bain d'huile afin d'atténuer les résonances mécaniques du capteur.

Les primaires des transformateurs sont alimentés par un courant sinusoïdal de 1000 Hz. Les tensions induites dans les secondaires sont redressées, mises en opposition, filtrées puis amplifiées. A la sortie de l'amplificateur, le signal se présente sous forme d'une tension continue proportionnelle à l'accélération. Un circuit annexe permet de régler le zéro électrique lorsque l'accélération est nulle.

Les valeurs ainsi détectées sont des accélérations tangentielles donc linéaires. Elles sont transformées en valeurs angulaires, et désignées par  $\theta''$ , en les divisant par le rayon de giration qui est fixe et égal à 20 cm.

Deux types d'accéléromètres ont été utilisés. Dans le cas des mouvements maximaux, la plage de mesure était  $\pm 2,5$  g (g = accélération de la pesanteur) et dans les mouvements de va-et-vient  $\pm 1$  g.

Les capteurs sont étalonnés en les soumettant à l'action de la pesanteur.

### III - DETECTION ET QUANTIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE

#### 1 - Détection des EMG

L'activité de trois muscles, le biceps brachii, le triceps brachii et le brachioradialis a été détectée. L'activité électrique globale de ces muscles est explorée à l'aide d'électrodes de surface de grand diamètre BECKMAN. La détection est bipolaire. Chaque électrode est constituée d'une pastille d'argent chloruré encastrée dans une cupule circulaire de matière plastique. Avant la fixation des électrodes sur la peau, la cupule est remplie de gel électrolytique. La fixation est assurée au moyen d'une rondelle auto-adhésive sur ses deux faces.

Les électrodes sont fixées à 3 cm environ l'une de l'autre sur la peau poncée et dégraissée par un mélange éther-alcool. Par cette technique, proche de celle décrite par MØLLER (1967), les résistances interélectrodes sont toujours comprises entre 500 et 5000  $\Omega$ .

Lors de l'étude des mouvements maximaux isolés d'extension, les électrodes sont fixées d'une part sur les trois chefs du triceps (v. *figure 5*) et d'autre part sur le biceps près du point moteur. Dans toutes les autres expérimentations, les électrodes sont fixées près du point moteur pour le biceps, à proximité de son insertion proximale pour le brachioradialis et sur la longue portion ou sur les trois chefs suivant les expérimentations pour le triceps (v. *figure 5*).

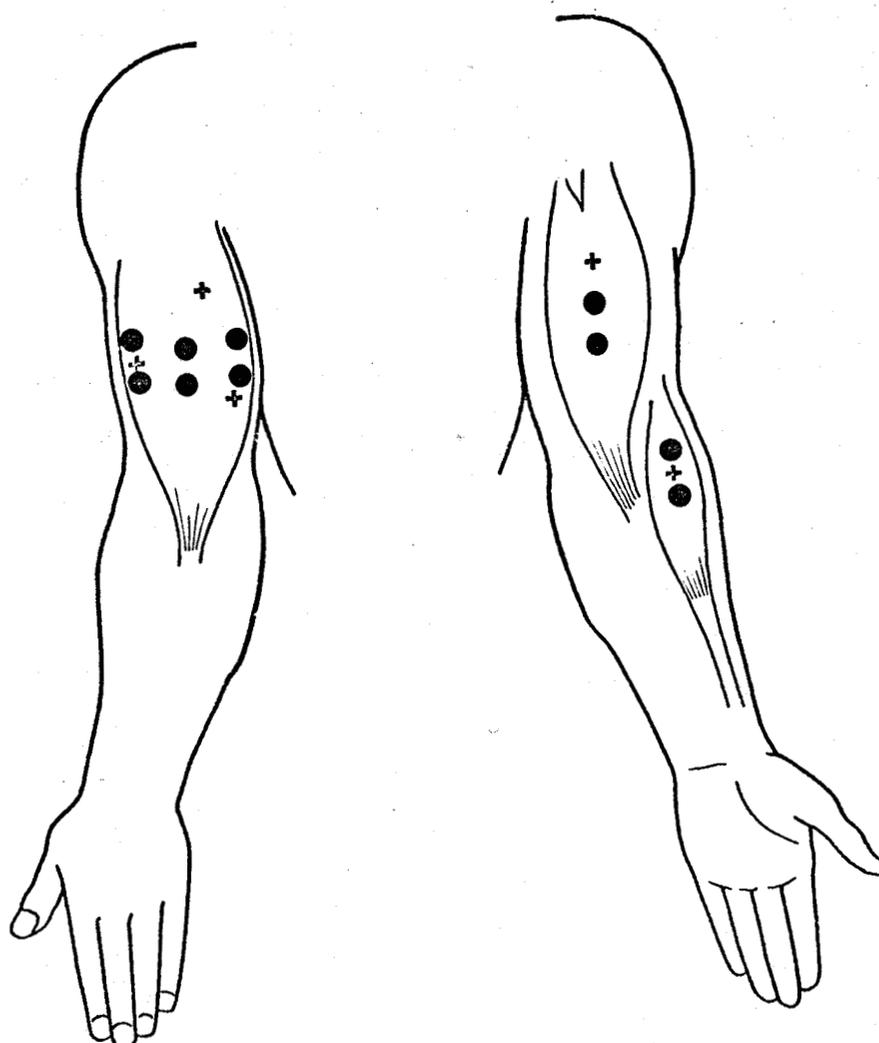


Figure 5

Emplacement des électrodes sur le biceps et le brachio-radialis (dessin de droite) et sur le triceps (dessin de gauche).

Les points moteurs sont repérés par des croix.

Les signaux recueillis par les électrodes sont appliqués à l'entrée d'un préamplificateur réalisé au moyen d'amplificateurs opérationnels dont l'impédance d'entrée est de 10 mégohms qui est donc nettement supérieure à celle des électrodes. Le gain en tension de ces préamplificateurs est de 10 et la constante de temps de  $4 * 10^{-2}$  seconde. Cette constante de temps permet d'éliminer la plupart des variations lentes de potentiel que l'on peut attribuer aux déplacements relatifs des électrodes lors du mouvement. Le second étage est constitué d'un amplificateur continu ROCHAR A 1338 à gain réglable de 20 à 1000, dont la fréquence de coupure haute est de 2000 Hz à 0.3 dB.

## 2 - Quantification des EMG

Les électromyogrammes globaux sont intégrés, soit électroniquement, soit numériquement.

### a) intégration électronique

Les EMG redressés double alternance chargent un condensateur monté en contre-réaction sur un étage amplificateur. Le condensateur se décharge pour un niveau de charge prédéterminé. Les EMG intégrés (Q) sont ainsi obtenus sous forme d'impulsions ou pips dont le nombre est proportionnel à la surface délimitée par l'EMG et la ligne du zéro électrique. Cette technique offre l'avantage de présenter l'EMG intégré dans une forme directement exploitable. Le dispositif électronique a été mis au point et décrit par FEUER (1967).

### b) intégration numérique

Au cours de certaines séries expérimentales de mouvements isolés et de va-et-vient, les EMG globaux sont stockés sur bande magnétique en même temps que les variables cinématiques angulaires. Les EMG préalablement redressés double alternance par un dispositif électronique sont digitalisés à l'aide d'un analyseur de signaux DIDAC 800.

Pour les mouvements isolés, le déclenchement du stockage dans l'analyseur de signaux de chaque bouffée d'EMG s'effectue manuellement.

Pour les mouvement de va-et-vient, le déclenchement du stockage est assuré par un échelon de synchronisation qui permet de superposer 10 bouffées d'EMG. L'échelon est obtenu par amplification du signal de vitesse angulaire ( $\dot{\theta}$ ) à l'aide de deux amplificateurs ROCHAR réglés sur leur gain maximum et disposés en cascade. A la sortie de ce dispositif, la tension passe brusquement de - 10 Volts à + 10 Volts lorsque la vitesse angulaire s'annule. Un échelon positif déclenche le stockage des EMG des fléchisseurs, un échelon négatif celui des EMG du triceps. Le pas de digitalisation est choisi de façon telle que les bouffées occupent environ trois cents canaux dans la mémoire du DIDAC.

Dix bouffées d'EMG sont ainsi sommées dans l'analyseur. Dans le cas des mouvements isolés et de va-et-vient, la valeur contenue dans chaque canal est perforée en code ASCII sur ruban par l'intermédiaire d'une télécrite couplée au DIDAC. Le ruban est alors introduit dans le lecteur d'un calculateur de bureau programmable HP 9810 A. Ce dernier est programmé pour intégrer les EMG par la méthode des trapèzes. A savoir que le calculateur effectue la demi-somme de 2 valeurs consécutives qu'il multiplie par le pas de digitalisation. Le résultat de cette opération est sommé au résultat de l'opération précédente et ainsi de suite jusqu'à ce que la totalité de la bouffée d'EMG ait été examinée. Le nombre ainsi obtenu représente la valeur de l'EMG intégré d'une bouffée d'EMG pour les mouvements isolés. Celui des mouvements de va-et-vient est divisé par 10 pour le rapporter à l'unité.

Le gain des enregistrements des EMG est variable car il est nécessaire de l'adapter au niveau des EMG recueillis par les électrodes suivant les conditions d'exécution des mouvements. Il est donc obligatoire d'en tenir compte lors de l'évaluation définitive des EMG intégrés.

Les EMG enregistrés avec le gain le plus élevé servent de référence. Ceux enregistrés avec des gains plus faibles sont multipliés par un facteur égal au rapport des gains. Cette méthode est plus longue et plus compliquée à mettre en oeuvre que la précédente mais elle offre l'avantage d'être plus précise.

#### IV - DISTORSION HARMONIQUE

La distorsion harmonique (D.H.) d'une fonction périodique est une expression qui caractérise l'énergie dispersée sur les harmoniques de la fréquence fondamentale. Elle est calculée à l'aide de la formule :

$$\text{D.H.} = \sqrt{\frac{\sum_{q=2}^q (\alpha_q^2 + \beta_q^2)}{\alpha_1^2 + \beta_1^2}} \quad (\text{BERTHOZ et coll., 1971}) \quad (2)$$

$\alpha$  et  $\beta$  sont respectivement les termes en cosinus et en sinus de la décomposition en série de FOURIER de la fonction périodique.

Ainsi, pratiquement, il est nécessaire de décomposer la fonction périodique ( $y$ ) en série de FOURIER, puis d'appliquer la formule ci-dessus pour le nombre d'harmoniques choisi.

En théorie :

$$y(t) = \frac{\alpha_0}{2} + \sum_{q=1}^{\infty} \left( \alpha_q \cos \frac{2\pi q}{T} + \beta_q \sin \frac{2\pi q}{T} \right) \quad (3)$$

où  $T$  représente la période de  $y$ .

$$\left. \begin{aligned} \alpha_q &= \frac{2}{T} \int_0^T y(t) \cos \frac{2\pi q}{T} dt \\ \beta_q &= \frac{2}{T} \int_0^T y(t) \sin \frac{2\pi q}{T} dt \end{aligned} \right\} q = 0, 1, 2, \dots \quad (4)$$

Un programme utilisant la règle d'intégration de SIMPSON détermine  $\alpha_q$  et  $\beta_q$  de  $y(t_i)$  pour  $i \leq 43$  où  $i$  est impair.

Pratiquement, le signal est digitalisé manuellement sur une période complète à des valeurs équidistantes du temps. Les valeurs ainsi obtenues sont introduites dans le calculateur HP 9810 A par l'intermédiaire du clavier.

La distorsion harmonique est exprimée en pour cent de la sinusoïde pure. Ainsi, par exemple, la distorsion harmonique d'une fonction triangulaire périodique est de 13 p.100 et celle d'une fonction carrée périodique de 48 p.100.

## V - DIAGRAMME DE BODE

Si l'on fait l'hypothèse que les structures nerveuses et musculaires impliquées dans le mouvement du segment avant-bras plus main constituent un système asservi, il est alors justifié d'étudier la réponse de ce système à des entrées typiques (échelon, rampe, impulsion et fonction harmonique) pour en déterminer la fonction de transfert. Soumis à une entrée de ce type, il finit par présenter une sortie (s) du même type que l'entrée (e). Dans le cas d'essais harmoniques, le régime définitif est un état d'oscillations entretenues de même fréquence que l'entrée mais qui en diffère par l'amplitude et la phase.

L'action du système sur l'entrée (e) de pulsation  $\omega$  est caractérisé par les grandeurs :

$$G = \frac{s}{e} \quad (5)$$

$$\text{et } s(t) = s_0 \sin(\omega t + \phi) \quad (6)$$

où  $\phi$  est le déphasage entre s et e et G est le gain du système.

Pour différentes fréquences, on trace les courbes de réponse en fréquences du système. Lorsque le gain (G) varie dans des proportions importantes, il est préférable de l'exprimer en décibels. Il vient alors :

$$G = 20 \log_{10} \frac{s}{e} \quad (7)$$

Les courbes de variation du gain et du déphasage en fonction de la fréquence (ou de son logarithme) constituent le diagramme de BODE, à partir duquel il doit être possible d'établir la fonction de transfert du système.

## VI - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

Les différentes variables angulaires et musculaires, traduites sous forme de tensions électriques, sont enregistrées soit sur papier photographique, soit sur bande magnétique.

### 1 - Enregistrement graphique

Les signaux électriques correspondant aux différentes variables sont enregistrées sur papier au moyen d'un enregistreur ACB multivoies. Chaque signal est appliqué à un galvanomètre à aimant mobile portant un petit miroir concave qui focalise les rayons ultraviolets d'une

lampe à vapeur de mercure sur le papier photosensible et photodéveloppable. Le papier défile à une vitesse réglable qui est adaptée aux phénomènes enregistrés. Un lignage vertical fournit une base de temps de 1/10 et 1/100 de seconde. Un autre lignage millimétrique horizontal facilite la lecture et la mesure des variables. La fréquence nominale des galvanomètres (80, 175 et 450 Hz) est choisie en fonction de la fréquence des phénomènes à enregistrer. Les variables mécaniques de déplacement sont enregistrées à l'aide de galvanomètres de 80 Hz, les EMG à l'aide de ceux de 450 Hz ; toutes les autres variables le sont à l'aide de ceux de 175 Hz.

Cette technique permet d'enregistrer les différents phénomènes avec une très bonne précision, l'utilisation du papier photodéveloppable libère de la servitude du développement et permet l'exploitation directe des résultats.

## 2 - Enregistrement magnétique

En parallèle avec l'enregistreur graphique, nous avons utilisé un enregistreur magnétique AMPEX à 6 pistes. Cinq d'entre elles sont occupées par les phénomènes devant subir un traitement complémentaire. La sixième est une voie "phonie" qui sert à l'enregistrement de repères sonores et d'indications de l'expérimentateur.

Les enregistrements sont effectués à la vitesse de déroulement la plus rapide et la lecture à la vitesse la plus lente. Le rapport des vitesses (8/1) permet d'augmenter le rapport signal sur bruit.

CHAPITRE II

## PROPRIETES MECANQUES DES FLECHISSEURS ET DES EXTENSEURS

<u>I - DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET GEOMETRIE MUSCULOSQUELETTIQUE</u>	33
1 - Moment d'inertie	34
2 - Géométrie musculosquelettique du fléchisseur équivalent	35
a - anatomie	
b - variables biomécaniques	
$\alpha$ - bras de levier	
$\beta$ - longueur du fléchisseur équivalent	
$\gamma$ - vitesse	
$\delta$ - force	
3 - Géométrie musculosquelettique de l'extenseur équivalent	38
a - anatomie	
b - variables biomécaniques	
$\alpha$ - bras de levier	
$\beta$ - longueur de l'extenseur équivalent	
$\gamma$ - vitesse de raccourcissement ou d'allongement (u)	
$\delta$ - force développée par l'extenseur équivalent	
4 - Méthodes de calcul des variables biomécaniques	47
a - calcul analogique	
b - calcul numérique	
<u>II - ELASTICITE DU FLECHISSEUR ET DE L'EXTENSEUR EQUIVALENTS</u>	48
1 - Méthodes de détermination de la compliance dynamique série de la composante élastique série	50
2 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent	51
3 - Relation compliance-force de l'extenseur équivalent	53
a - technique et protocole	
$\alpha$ - description du système mécanique	
$\beta$ - détection des variables cinématiques et des EMG	
$\gamma$ - protocole	
b - résultats	
$\alpha$ - allure des tracés expérimentaux et calcul	
$\beta$ - relation compliance-force de l'extenseur équivalent	

<b>III - <u>LES GENERATEURS DE FORCE</u></b>	<b>59</b>
1 - Protocole	64
2 - Description du mouvement maximal d'extension	65
a - description des EMG	
$\alpha$ - le biceps	
$\beta$ - le triceps	
b - description des variables mécaniques	
$\alpha$ - force et accélération	
$\beta$ - vitesse angulaire et vitesse de raccourcissement musculaire	
3 - Relation force-vitesse instantanée de l'extenseur équivalent	70
4 - Relation puissance-vitesse instantanée de l'extenseur équivalent	74
<b>IV - <u>DISCUSSION</u></b>	<b>78</b>
1 - Modèle musculosquelettique de l'extenseur équivalent	78
2 - Elasticité série	79
a - validité de la méthode	
b - comparaison des relations compliance-force de l'extenseur et du fléchisseur équivalent	
$\alpha$ - comparaisons qualitative et quantitative	
$\beta$ - considérations biomécaniques	
$\gamma$ - considérations physiologiques	
c - conséquences sur l'optimisation des mouvements	
3 - Relations force-vitesse et puissance-vitesse instantanées	94
a - validité de la méthode	
b - relations force-vitesse du fléchisseur et de l'extenseur équivalent	
$\alpha$ - considérations biomécaniques	
$\beta$ - comparaison des relations force-vitesse	
c - comparaison des relations puissance-vitesse instantanées du fléchisseur et de l'extenseur équivalent	
d - conséquences sur l'optimisation des mouvements isolés	
$\alpha$ - contraction maximale	
$\beta$ - contraction sous-maximale	
<b>V - <u>CONCLUSION</u></b>	<b>109</b>

Les muscles dont l'action mobilise le segment avant-bras plus main autour du coude peuvent être considérés comme des moteurs ; il est donc justifié de définir d'une part un régime de fonctionnement économique, c'est-à-dire un régime pour lequel le rendement énergétique passe par un maximum et d'autre part un régime pour lequel la puissance disponible est maximale, définissant ainsi un régime optimal de puissance.

Toutefois, le muscle est un moteur particulier. En effet, d'après l'hypothèse de HILL (1938), le muscle est constitué d'une composante contractile en série avec une composante élastique non amortie. La détermination des propriétés du moteur musculaire nécessite donc l'étude de chacune de ses composantes.

D'après HILL (1950 a), le rendement, au sens énergétique du terme, dépend de la vitesse de raccourcissement du muscle. Il est maximum pour une vitesse "économique" de raccourcissement d'environ 20 p.100 de la vitesse maximale de raccourcissement sous charge nulle ( $u_0$ ). La force développée par le muscle est alors la moitié de la force maximale isométrique ( $F_0$ ).

Sur le critère de la puissance maximale que le muscle peut fournir, on définit une vitesse optimale différente de la vitesse économique. Cette vitesse optimale est égale à  $0.3 u_0$ . Il lui correspond une tension égale à  $0.3 F_0$ .

La connaissance de ces deux vitesses, économique et optimale, passe nécessairement par l'établissement des relations force-vitesse pour au moins deux raisons.

Premièrement, si la valeur  $F_0$  peut être obtenue directement au cours d'épreuves isométriques maximales, il n'en est pas de même pour  $u_0$  qui ne peut être déterminée que par extrapolation de la relation force-vitesse pour une force nulle.

Deuxièmement, la détermination de la relation puissance-vitesse nécessite l'établissement de la relation force-vitesse.

La mesure de la force et de la vitesse est relativement simple à effectuer sur le muscle isolé. Il n'en va pas de même pour le muscle humain in situ. En effet, les muscles s'insèrent sur les os pour mouvoir des articulations. Les seuls paramètres accessibles sont les variables cinématiques des segments mobilisés par la contraction des muscles.

La connaissance de la géométrie musculo-squelettique de chacun des muscles impliqués permet de calculer la longueur, la vitesse d'allongement ou de raccourcissement de chacun des muscles impliqués dans les mouvements. Cependant, la détermination de la force développée par chaque muscle ne peut être effectuée par les techniques employées ici. Ce problème a été résolu de manière satisfaisante en définissant un fléchisseur équivalent dont les dimensions correspondent à celles du biceps (PERTUZON, 1972). Cette simplification n'est toutefois valable que si certaines conditions sont remplies (BOUISSET, 1973). Par extrapolation, le raisonnement a été appliqué au triceps considéré comme extenseur équivalent.

Dans un premier temps, la géométrie musculo-squelettique du fléchisseur équivalent, établie par PERTUZON (1972) est décrite succinctement ; celle de l'extenseur équivalent est exposée de façon détaillée. Dans un deuxième temps, l'élasticité des deux muscles équivalents est étudiée par l'établissement des relations compliance ( $\Delta L/\Delta F$ )-force de la composante élastique série. Les propriétés du générateur de force sont alors abordées par l'établissement des relations force-vitesse et puissance-vitesse instantanées

au cours de mouvements maximaux isolés d'extension. Les relations force-vitesse du fléchisseur équivalent, établies par PERTUZON (1972), permettent de comparer les propriétés des deux muscles équivalents. Enfin, ces données permettent de discuter du rôle joué par les structures élastiques et contractiles dans la détermination des conditions optimales d'exécution des mouvements.

### I - DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET GEOMETRIE MUSCULO-SQUELETTIQUE

Les mouvements de flexion et d'extension sont effectués autour de l'axe de rotation du coude que nous avons déterminé graphiquement au moyen d'une technique semblable à celle de WILKIE (1950). Cet axe est très stable et peut être assimilé à l'axe épitrochlée-épicondyle de l'humérus. Cet axe étant déterminé, il suffit alors de connaître les points d'insertion des différents muscles par rapport à cet axe pour définir la géométrie musculo-squelettique des deux muscles équivalents.

Pour déterminer la force (F) et la vitesse (u) au niveau du tendon du muscle équivalent, il suffit d'appliquer les relations classiques :

$$F = \frac{I\theta''}{x} \quad \text{et} \quad u = \theta'x$$

où I est le moment d'inertie par rapport à l'axe de rotation,  $\theta''$  l'accélération angulaire,  $\theta'$  la vitesse angulaire du segment et x le bras de levier du muscle équivalent.

Le calcul des variables F et u nécessite donc la détermination du moment d'inertie du segment corporel et du bras de levier du muscle équivalent.

La détermination de la géométrie musculo-squelettique permettra d'établir la variation de longueur du muscle équivalent, celle-ci est en effet nécessaire au calcul de sa compliance.

### 1 - Moment d'inertie

Le moment d'inertie du segment avant-bras plus main de certains sujets a été déterminé antérieurement par BOUISSET et PERTUZON (1968) au cours de mouvements de quick-release. Pour les autres sujets, le moment d'inertie a été calculé au moyen d'une méthode basée sur la détermination de la masse du segment (CNOCKAERT et PERTUZON, 1970 a) et de la position du centre de gravité (CNOCKAERT et PERTUZON, 1970 b). Cette méthode est exposée en annexe.

Le tableau 1 donne les moments d'inertie des segments avant-bras plus main des différents sujets examinés.

### 2 - Géométrie musculo-squelettique du fléchisseur équivalent

Pour l'essentiel, il s'agit des données rapportées par PERTUZON (1972) (v. Figure 6).

#### a) anatomie

Le biceps est considéré comme fléchisseur équivalent ; ses points d'insertion, proximal et distal, sont estimés à partir de valeurs mesurées sur un squelette. Elles sont voisines de celles rapportées par BRAUNE et FISCHER (1889) et par WILKIE (1950). Pour plus de détails, on pourra se reporter à PERTUZON (1972).

#### b) variables biomécaniques

##### $\alpha$ - bras de levier :

Il est fonction de l'angle  $\theta$  formé par la direction générale du bras et celle de l'avant-bras. Les angles sont mesurés à partir

Sujets	I (kg.m <sup>2</sup> )
F.B.	0.061
J.D.	0.059
M.C.D.	0.052
F.G.	0.049
F.L.	0.071
E.P.	0.063
J.P.V.	0.079

Tableau 1

Moments d'inertie (I) du segment avant-bras plus main des différents sujets.

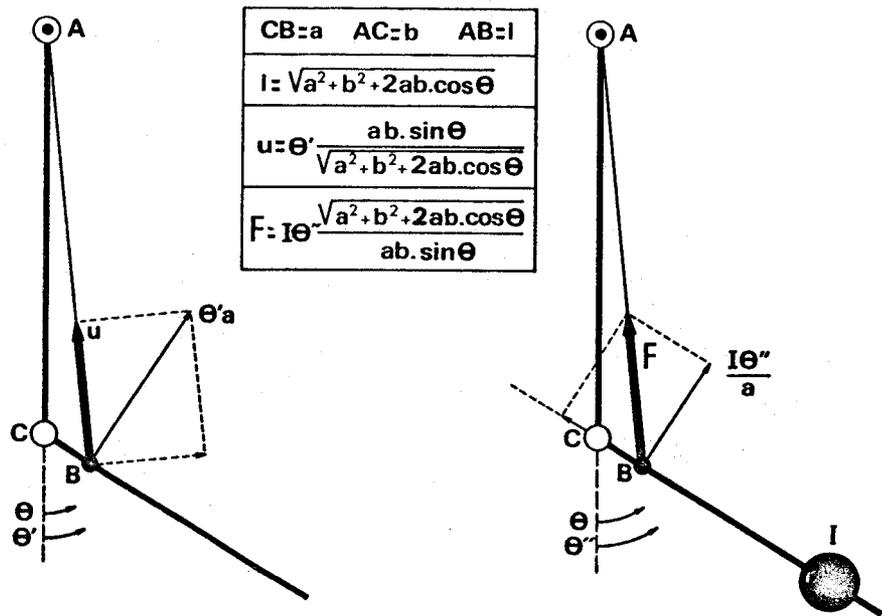


Figure 6

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

$a$  et  $b$  sont des distances des insertions distale et proximale du biceps par rapport à l'axe de rotation du coude.

(d'après PERTUZON, 1972)

de l'extension complète.

Le bras de levier ( $x$ ) du fléchisseur équivalent est donné par la relation :

$$x = \frac{ab \sin \theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta}} \quad (8)$$

$\beta$  - longueur du fléchisseur équivalent :

Le biceps définit le côté d'un triangle déformable dont les autres dimensions sont fixes et connues. Sa longueur est donnée par la relation :

$$l = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta} \quad (9)$$

$\gamma$  - vitesse :

C'est celle avec laquelle se déplace le point d'insertion distal du fléchisseur équivalent suivant la direction du muscle. Elle est égale au produit de la vitesse angulaire ( $\theta'$ ) et du bras de levier ( $x$ ), soit :

$$u = \theta' x = \frac{\theta' ab \sin \theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta}} \quad (10)$$

$\delta$  - force :

La force est égale au produit de l'accélération angulaire ( $\theta''$ ) et du moment d'inertie de l'ensemble en rotation divisé par le bras de levier, soit :

$$F = \frac{I\theta''}{x} = \frac{I\theta'' \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta}}{ab \sin \theta} \quad (11)$$



### 3 - Géométrie musculo-squelettique de l'extenseur équivalent

#### a) anatomie

Compte tenu de leurs insertions tendineuses, on peut considérer qu'il existe quatre extenseurs, à savoir :

- le triceps brachial
- l'anconé
- l'extenseur commun des doigts
- le cubital postérieur.

Ces deux derniers muscles sont généralement considérés comme accessoires. Leur action est négligée dans notre expérimentation.

En ce qui concerne l'anconé, sa participation à l'extension est admise par la majorité des auteurs (DUCHENNE DE BOULOGNE, 1867 ; TRAVILL, 1962 ; PAULY et coll., 1967 ; BASMAJIAN, 1972). Cependant, on peut admettre que la participation est inférieure à 10 p.100 du couple développé par le triceps (LANZ et WACHSMUTH, 1935).

Véritable extenseur du coude, le triceps brachial est formé de deux chefs monoarticulaires, le vaste interne et le vaste externe, et d'un chef biarticulaire, la longue portion qui se terminent par un seul tendon commun fixé sur l'olécrane. Du point de vue de l'insertion proximale, le vaste interne se fixe sur la face postérieure de l'humérus au-dessous de la gouttière du nerf radial. Le vaste externe se fixe sur le bord externe de la diaphyse humérale, essentiellement au-dessus de la gouttière du nerf radial. La longue portion s'insère non pas sur l'humérus mais sur l'omoplate au niveau du tubercule sous-glénodien.

La nature bi-articulaire de la longue portion amène à considérer que la position du bras par rapport à l'épaule n'est pas indifférente quant à l'activité du triceps. En effet, la force du triceps est plus élevée lorsque l'épaule est en antépulsion

(KAPANDJI, 1963). De plus, compte tenu de l'amplitude maximale du mouvement d'abduction-adduction horizontale du bras, soit 90 à 100 degrés selon INMAN et SANDERS (1944), STEINDLER (1964) et FREEDMAN et MUNRO (1966), le siège est fixé par rapport au bâti de façon telle que la direction des épaules fait un angle de 30 degrés environ avec la direction du bras horizontal. Cet angle correspond à une position moyenne et confortable de l'articulation de l'épaule. Le dispositif de reproduction du mouvement est conçu de façon telle que le segment avant-bras plus main seul est mobile. Les points d'insertion proximaux des trois chefs sont donc fixes. La connaissance de ces points ainsi que l'insertion distale sur l'olécrâne, de la géométrie squelettique et des variables mécaniques du mouvement doit permettre de déterminer à tout instant les variables biomécaniques du triceps, à savoir : la longueur, la variation de longueur, la vitesse de raccourcissement des trois chefs et la force développée au niveau du tendon distal.

#### b) variables biomécaniques

*$\alpha$  - bras de levier du triceps :*

La détermination du bras de levier du triceps passe par la dissection de cadavres et l'étude de radiographies aux rayons X du coude. Ce genre de matériel nous ayant été difficilement accessible, nous avons repris les travaux de FRANKE (1920). Ses résultats ont été adaptés aux caractéristiques anthropométriques de nos sujets à l'aide de coefficients comme l'avait fait PERTUZON (1972) à partir des données de BRAUNE et FISCHER (1889) pour les fléchisseurs du coude.

Comme pour le fléchisseur équivalent, il est nécessaire de disposer d'une fonction continue du bras de levier en fonction de l'angle  $\theta$ . Sur le cadavre et sur des radiographies aux rayons X du coude, FRANKE a recueilli des données qui lui ont permis de mesurer le bras

de levier et les variations de longueur du triceps. Toutefois, ces données ne définissent que des fonctions algébriques discontinues entre le bras de levier et l'angle. En effet, la radiographie du coude révèle trois points de tractions principaux du triceps sur l'olécrâne (v. *figure 7*), soient R, S et T ces points et CR, CS et CT les rayons correspondants que nous avons appelés  $\underline{h}$  par généralisation, et trois angles  $\gamma_R$ ,  $\gamma_S$  et  $\gamma_T$  (v. *figure 8*).

Les différentes valeurs de  $\underline{h}$  ont été individualisées pour chaque sujet, par une peréquation, de la façon suivante. Soient respectivement  $\underline{a}$  et  $\underline{d}$  les distances, à l'axe du coude, de l'insertion distale du biceps brachii sur le radius et de l'apophyse styloïde radiale. A partir des valeurs de  $\underline{a}$  données par FRANKE et des valeurs de  $\underline{a}$  et de  $\underline{d}$  déterminées par PERTUZON et BOUISSET (1971), on peut, par une peréquation, calculer les valeurs particulières de  $\underline{h}$  pour chaque sujet au moyen des relations :

$$CR = 0.068 * d \quad (12)$$

$$CS = 0.087 * d \quad (13)$$

$$CT = 0.115 * d \quad (14)$$

où  $d$  est mesuré pour chacun des sujets examinés.

D'un point de vue dynamique, lors d'une extension volontaire du coude, le rayon CR est d'abord sollicité jusqu'à ce que le bras de levier CR soit perpendiculaire à la force de traction du triceps. C'est ensuite le rayon CS qui est sollicité jusqu'à la même limite et enfin le rayon CT.

A tout instant, le bras de levier  $x$  peut être calculé au moyen de l'équation générale  $x = h \sin (\gamma - \theta)$  appliquée dans chaque plage angulaire, délimitée par FRANKE, avec les valeurs particulières de  $\gamma$  et  $\theta$ . Il vient :

$$x = CR \sin (145 - \theta) \text{ avec } 88^\circ < \theta < 122^\circ \quad (15)$$

$$x = CS \sin (132 - \theta) \text{ avec } 60^\circ < \theta < 88^\circ \quad (16)$$

$$x = CT \sin (109 - \theta) \text{ avec } 0^\circ < \theta < 60^\circ \quad (17)$$

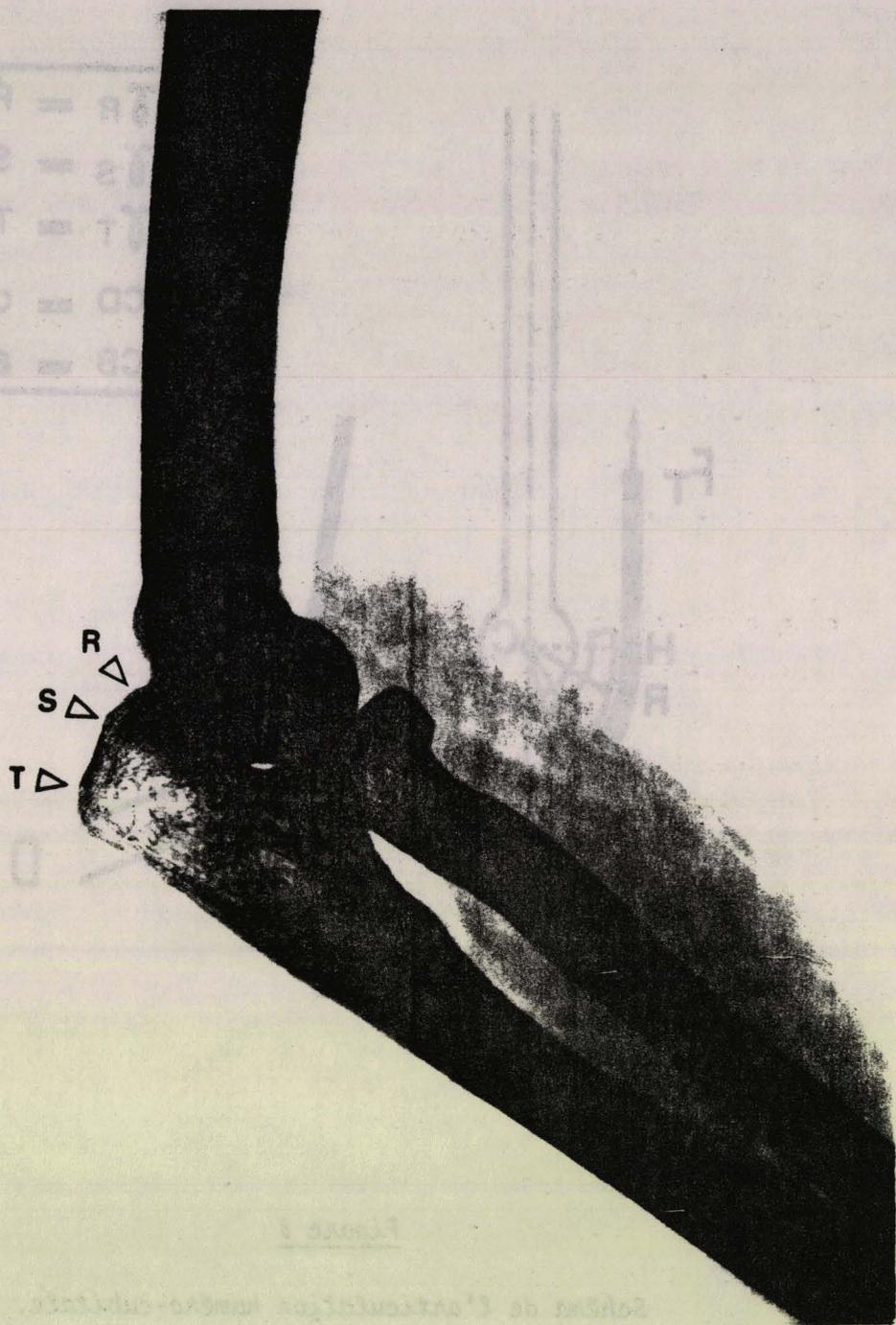


Figure 7

Radiographie du coude.

R, S, T désignent les points de traction principaux  
du triceps sur l'olécrâne.

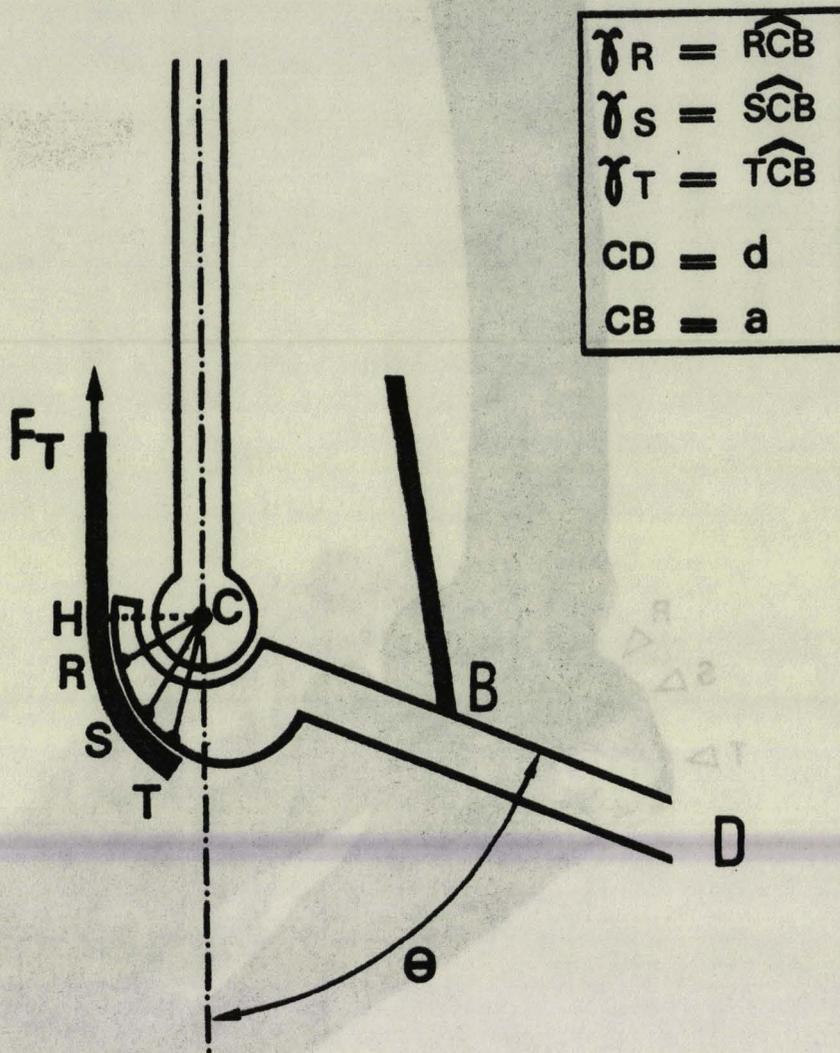


Figure 8

Schéma de l'articulation huméro-cubitale.

C : position de l'axe de rotation du coude  
 R, S, T : points de traction principaux du  
 triceps brachii

CH = x : bras de levier pour l'angle  $\theta$

CD = d : distance, à l'axe du coude, de l'apophyse styloïde radiale

CB = a : distance, à l'axe du coude, du point d'insertion du biceps brachii

Ainsi, chacune de ces relations définit une fonction algébrique continue de  $x$  en fonction de  $\theta$ . Cependant, le minimum de (15) ne coïncide pas exactement avec le maximum de (16), de même que le minimum de (16) ne coïncide pas avec le maximum de (17) (v. *figure 9*).

Pour chaque sujet, on calcule  $x$  pour des valeurs de  $\theta$  échelonnées de 5 en 5 degrés. L'ensemble des points  $x = f(\theta)$  est ajusté, par une méthode de moindres carrés, à l'équation générale :

$$x = m\theta^2 + n\theta + p \quad (18)$$

qui est une fonction continue qui permet le calcul de  $x$  pour toute valeur de  $\theta$  comprise entre 30 et 120 degrés. Cependant, pour exprimer les résultats dans un système cohérent d'unités, les valeurs de  $\theta$  sont exprimées en radians et celles de  $x$  en mètres. Le tableau 2 indique les valeurs des coefficients  $m$ ,  $n$  et  $p$  pour quatre de nos sujets.

On remarquera que les coefficients  $m$  sont relativement faibles. Ceci se traduit par une influence faible du terme en  $\theta^2$ . Par conséquent, entre 30 et 120 degrés, la relation  $x = f(\theta)$  est proche d'une droite. Si cette équation s'adapte bien aux données de FRANKE pour des valeurs de  $\theta$  supérieures à 30, elle s'en écarte sensiblement entre 0 et 30 degrés. Il n'est pas apparu nécessaire de l'adapter à une forme polynomiale plus complète compte tenu du fait que les mêmes complications de formulation mathématique de la relation entre le bras de levier et l'angle apparaissent pour le calcul de la force et de la longueur du biceps (PERTUZON, 1972) considéré comme fléchisseur équivalent. De plus, pour des raisons de sécurité, la butée limite le mouvement d'extension à 30°. Enfin, pour permettre la comparaison des résultats obtenus en flexion et en extension, il est nécessaire que les limites angulaires soient identiques.

A l'autre extrémité de la relation, une limite supérieure de 120 degrés est imposée par le fait que, pour cette angulation, l'avant-bras touche le bras.

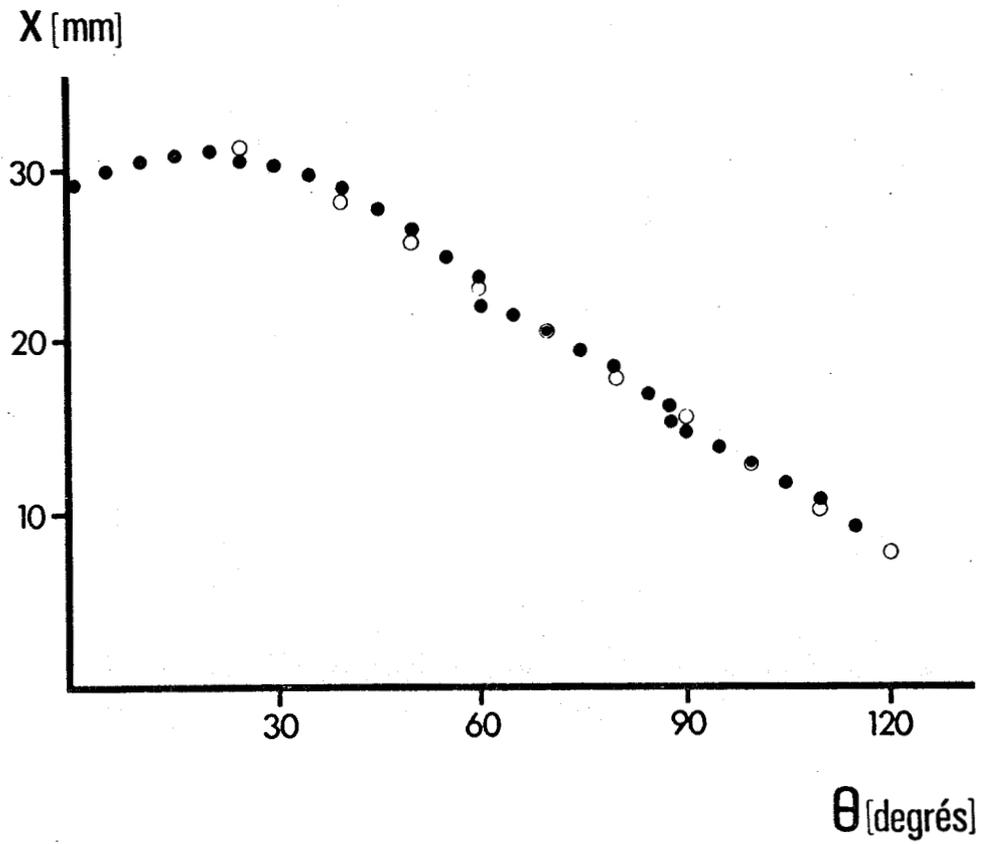


Figure 9

Bras de levier du triceps en fonction de l'angle de l'articulation du coude.

- : Données de FRANKE (1920)
- : Fonction approximée

Sujets	$m$	$n$	$p$
F.B.	$- 1.396 \times 10^{-5}$	$- 1.336 \times 10^{-2}$	$3.497 \times 10^{-2}$
J.D.	$- 1.415 \times 10^{-5}$	$- 1.354 \times 10^{-2}$	$3.545 \times 10^{-2}$
F.G.	$- 1.383 \times 10^{-5}$	$- 1.323 \times 10^{-2}$	$3.465 \times 10^{-2}$
E.P.	$- 1.396 \times 10^{-5}$	$- 1.336 \times 10^{-2}$	$3.497 \times 10^{-2}$

Tableau 2

Valeurs des coefficients  $m$ ,  $n$  et  $p$  pour 4 sujets.



Ceci explique, en particulier, pourquoi les mouvements maximaux d'extension sont effectués de 120 à 30 degrés.

$\beta$  - longueur de l'extenseur équivalent :

Si à une valeur de  $\theta$ , la poulie olécrânienne est telle que son rayon corresponde au bras de levier  $x$ , la longueur du triceps ( $l_T$ ) peut être calculée en intégrant l'équation  $x = f(\theta)$  par rapport à  $\theta$  ; ceci entraîne :

$$l_T = \frac{m\theta^3}{3} + \frac{n\theta^2}{2} + p\theta + l_{0T} \quad (19)$$

La valeur de  $l_{0T}$  est la longueur du triceps pour  $\theta = 0$ . Il est évident que cette longueur ne peut être déterminée anatomiquement du fait que le triceps comporte trois chefs. Cette indétermination n'est pas gênante dans la mesure où la suite du travail ne nécessite la connaissance que de la variation de longueur du triceps.

$\gamma$  - vitesse de raccourcissement ou d'allongement du triceps ( $u$ ) :

Elle se définit aisément, à chaque instant, comme le produit de la vitesse angulaire ( $\theta'$ ) par le rayon de rotation considéré, soit, ici, le bras de levier  $x$ .

$$\text{Il vient : } u = \theta' * x \quad (20)$$

$\delta$  - force développée par l'extenseur équivalent :

Lors du mouvement d'extension, on peut appliquer le théorème du moment cinétique au système en rotation. Ce théorème exprime, qu'à tout instant, le moment résultant des forces appliquées est égal, en grandeur et en signe, au produit du moment d'inertie ( $I$ ) du solide (par rapport à l'axe de rotation) par son accélération angulaire ( $\theta''$ ).

Le théorème s'écrit :  $F \cdot x = I\theta''$

$$\text{d'où } F = \frac{I\theta''}{x} \quad (21)$$

A chaque instant, il suffit de connaître  $\theta''$  et  $x$  pour connaître la force développée par l'extenseur équivalent.

#### 4 - Méthodes de calcul des variables biomécaniques

Seules seront exposées les méthodes concernant l'extenseur équivalent. On trouvera dans PERTUZON (1972), BOUISSET (1973), GOUBEL (1974) et LESTIENNE (1974) les méthodes concernant les fléchisseurs du coude.

Le calcul des valeurs instantanées des variables musculaires consiste essentiellement à déterminer la force, la vitesse et la variation de longueur du triceps par application instantanée des équations (19), (20) et (21). Ces équations nécessitent la mesure de  $\theta$ ,  $\theta'$  et  $\theta''$  et le moment d'inertie ( $I$ ) du système en rotation.

Ces calculs peuvent être effectués à l'aide, soit d'un calculateur analogique, soit d'un calculateur numérique, pas à pas, après digitalisation des courbes  $\theta$ ,  $\theta'$  et  $\theta''$  fonctions du temps en appliquant à chaque instant les formules caractéristiques.

Examinons successivement ces deux modalités de traitement des données de base.

##### a) calcul analogique

Le calculateur analogique n'a été utilisé que pour l'étude des mouvements maximaux d'extension pour le calcul de la force et de la vitesse de raccourcissement du triceps. L'intérêt de ce mode de traitement de l'information réside, entre autres, dans le fait qu'il permet l'enregistrement instantané du décours temporel de  $F$  et de  $u$  au cours du mouvement.

Nous avons utilisé un calculateur analogique modulaire NADAC 20 fonctionnant "on-line". Il permet d'obtenir  $F$  et  $u$  sous

forme de tensions électriques aisément enregistrables en continu. Les variables d'entrée, injectées dans le calculateur après amplification convenable sont  $\theta$ ,  $\theta'$  et  $\theta''$ . Les variables de sortie sont alors  $F$  et  $u$ , comme l'indique le schéma de la figure 10.

#### b) calcul numérique

Les équations de calcul de  $\Gamma$ ,  $F$  et  $u$  sont appliquées pour chaque valeur de  $\theta$ ,  $\theta'$  et  $\theta''$ , après digitalisation des tracés de ces variables en fonction du temps. Cette digitalisation est effectuée soit manuellement sur le papier d'enregistrement toutes les  $10^{-2}$  s, soit par l'intermédiaire d'un analyseur de signaux DIDAC 800 d'INTERTECHNIQUE, les variables étant stockées, dans ce cas, sur bande magnétique.

Les calculs proprement dits sont effectués à l'aide d'un calculateur de bureau programmable HP 9810 de HEWLETT-PACKARD. On obtient ainsi les valeurs de  $F$  et  $u$  toutes les  $10^{-2}$  secondes.

## II - ELASTICITE DU FLECHISSEUR ET DE L'EXTENSEUR EQUIVALENTS

D'après le modèle de HILL (1949), le muscle en contraction peut être considéré comme étant constitué d'une composante contractile en série avec une composante élastique non amortie. Cette simple description ne rend pas compte du fait que la compliance (inverse de la raideur) est fonction de la tension développée par le muscle contracté (BLANGE et coll., 1972). Le double caractère de la manifestation de l'activité du muscle permet d'ailleurs de se poser la question de savoir si le muscle est générateur de force ou de raideur (CASPI et coll., 1970 ; TARDIEU et coll., 1970). En ce qui concerne le présent travail, retenons seulement que la compliance est fonction de la force développée par le muscle.

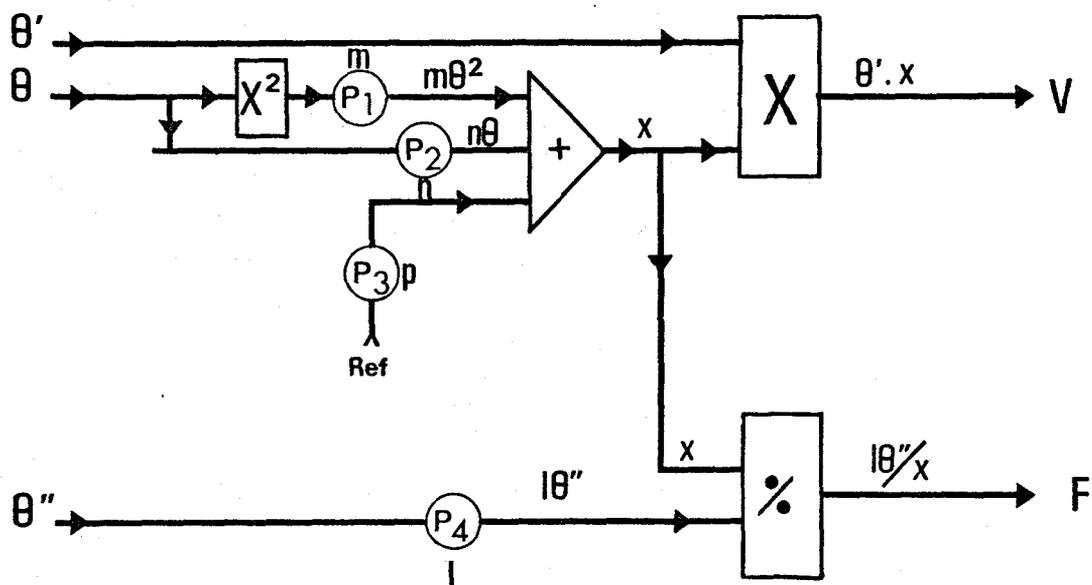


Figure 10

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

Les constantes  $m$ ,  $n$ ,  $p$  et  $I$  sont affichées, pour chaque sujet, au moyen des potentiomètres  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  et  $P_4$ .



Après avoir exposé rapidement les différentes méthodes habituellement utilisées pour déterminer la compliance dynamique du muscle en contraction, il sera rappelé les principaux résultats obtenus sur le fléchisseur équivalent par GOUBEL et PERTUZON (1973). L'établissement de la relation compliance-force de l'extenseur équivalent sera ensuite exposée en détail.

Enfin, la troisième partie portera sur la comparaison des relations compliance-force du fléchisseur équivalent de l'extenseur équivalent.

#### 1 - Méthodes de détermination de la compliance dynamique de la composante élastique-série

D'une étude approfondie de la littérature effectuée par GOUBEL (1974), il apparaît que les méthodes sont essentiellement au nombre de deux. La première consiste à relâcher brusquement le muscle à partir d'un état de contraction isométrique. Il s'agit alors d'une mesure de "détente élastique" au cours de laquelle les éléments élastiques se raccourcissent. Le relâchement peut être obtenu, - soit par réduction quasi instantanée de la tension opposée au muscle, il s'agit alors d'une méthode dite de "quick-release" (v. par exemple WILKIE, 1956 ; BAHLER, 1967 ) à la première phase de variation de la longueur musculaire on associe la chute de la tension imposée, - soit en laissant le muscle se raccourcir d'une longueur prédéterminée, il s'agit alors d'une méthode dite de "controlled release" (v. par exemple HILL, 1950 b ; BLANGE et coll., 1972) - ; à la chute de tension on associe la variation de longueur imposée.

La seconde méthode consiste à effectuer la mesure lors de l'étirement des éléments élastiques par la composante contractile au cours d'une contraction isométrique maximale où l'on enregistre la

force musculaire (F) en fonction du temps (t). En effet, la transformation de l'expression de la compliance montre que celle-ci peut être estimée de la façon suivante :

$$\frac{\Delta L}{\Delta F} = \frac{\Delta L}{\Delta t} * \frac{\Delta t}{\Delta F} = u_c * \frac{\Delta t}{\Delta F} \quad (22)$$

La vitesse de raccourcissement de la composante contractile ( $u_c$ ) est calculée par ailleurs à partir de la relation force-vitesse isotonique (v. par exemple HILL, 1949 ; PARMLEY et coll., 1970).

Hormis les différences de coefficients des équations des courbes compliance-force, dues aux méthodes utilisées et aux muscles étudiés, les différents auteurs sont en accord sur le fait que d'une part la compliance diminue rapidement quand la force augmente pour tendre vers une valeur constante et d'autre part la composante élastique série présente un amortissement négligeable.

La technique de quick-release semblant plus aisément transposable du muscle isolé au muscle humain in situ, on a décidé de l'utiliser pour établir l'évolution de la compliance dynamique du triceps en fonction de la force développée par ce muscle.

## 2 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent

Cette relation (v. *figure 11*) a été établie par GOUBEL et PERTUZON (1973) au cours de mouvements de quick-release dont la technique est sensiblement la même que celle exposée ci-après.

On constate que la compliance est relativement élevée pour les faibles niveaux de force. Elle décroît rapidement pour tendre vers une valeur constante pour des forces élevées. L'ensemble des points a pu être ajusté à une fonction puissance de la force  $C = aF^b$ .

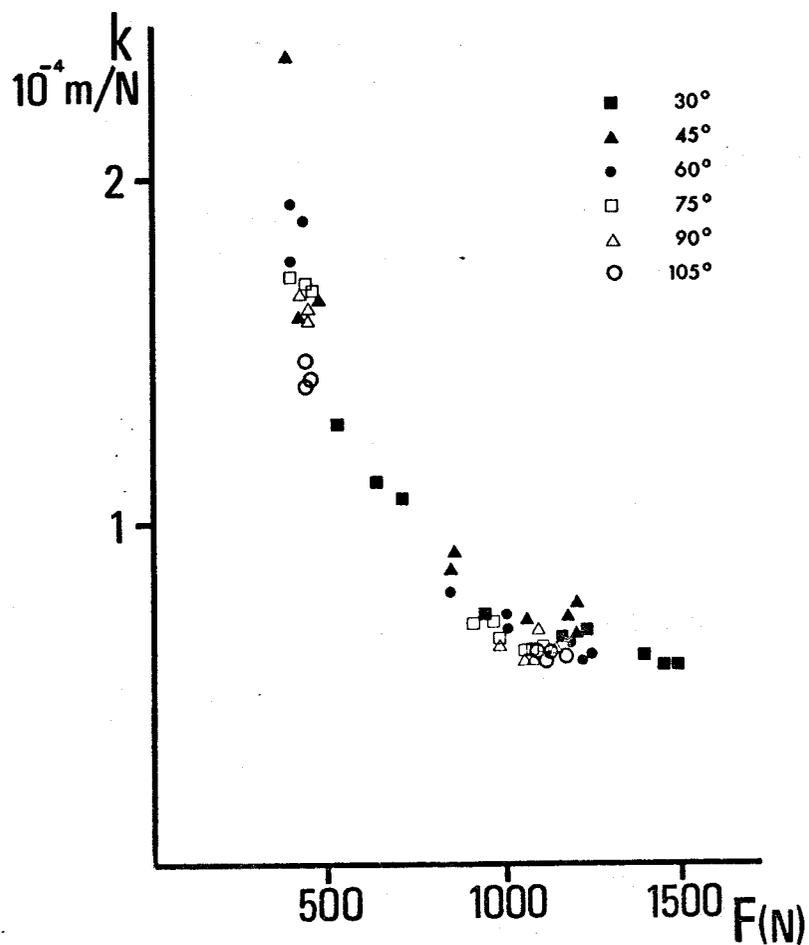


Figure 11

Relation compli-ance-force du fléchisseur équivalent.

C : compli-ance en mètres par Newton

F : force en Newtons

(d'après GOUBEL et PERTUZON, 1973)



### 3 - Relation compliance-force de l'extenseur équivalent

#### a) technique et protocole

##### $\alpha$ - *description du système mécanique :*

Le dispositif utilisé est de conception sensiblement différente de celle de l'appareillage principal décrit plus haut car elle correspond surtout aux soucis de sa légèreté et de sa solidité. Une description détaillée en a été faite par PERTUZON (1968). On en rapporte les traits essentiels.

L'avant-bras, ici en position verticale, est relié d'une part à un bâti fixe par un câble muni d'un dispositif de déclenchement par électro-aimant, (v. *figure 12*) et d'autre part à un système mécanique, adaptable à chaque sujet, destiné à reproduire le mouvement de l'avant-bras. Le poignet est immobilisé par une attelle en matière plastique moulée sur l'avant-bras et la main du sujet. L'attelle est reliée à un levier en aluminium par une cornière elle-même en aluminium ajouré. L'ensemble attelle, cornière et levier constitue un parallélogramme déformable. Le levier reproduit donc les mouvements de l'avant-bras.

##### $\beta$ - *détection des variables cinématiques et des EMG :*

Les variables cinématiques du mouvement sont détectées et enregistrées suivant la technique exposée au chapitre I. Un potentiomètre linéaire de précision (MCB, *Veritable Alter* de 1 k $\Omega$ ) assujéti à l'axe de rotation inférieur du levier permet de détecter le déplacement angulaire. Un accéléromètre ACB fixé sur le levier détecte les accélérations angulaires.

Les EMG globaux du biceps et du triceps sont détectées au moyen d'électrodes de surface fixées en position médiane sur le corps charnu du biceps et sur la longue portion du triceps (PERTUZON et LESTIENNE, 1973).

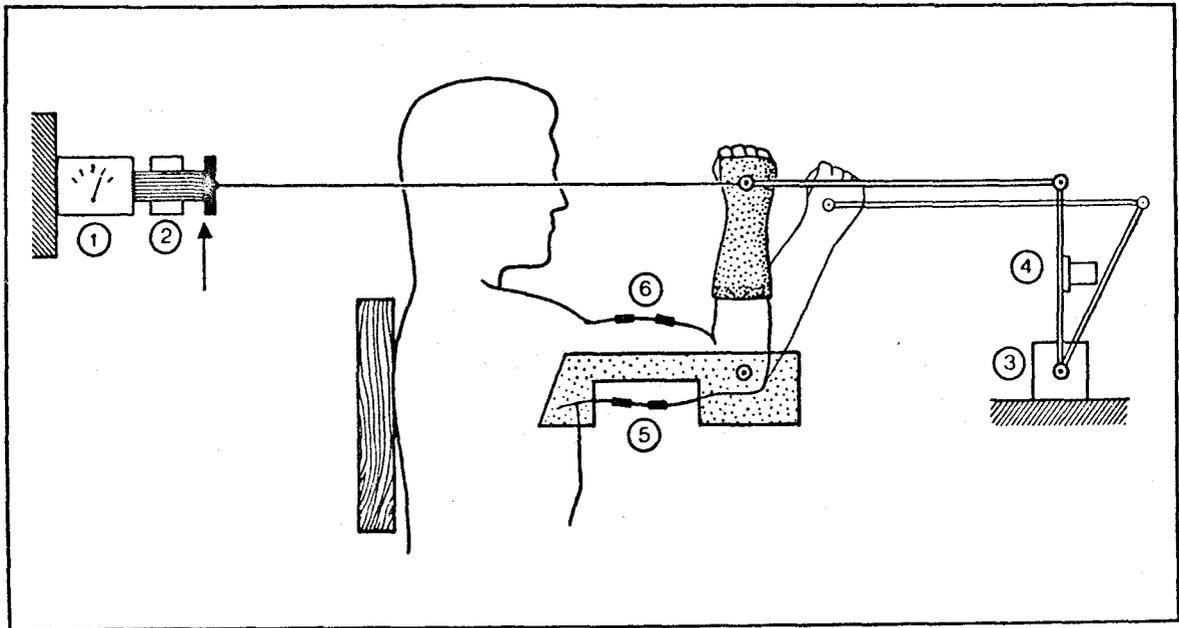


Figure 12

Dispositif expérimental de quick-release d'extension.

- 1 - Ecran de contrôle du dynamomètre
- 2 - Electro-aimant
- 3 - Goniomètre
- 4 - Accéléromètre tangentiel
- 5 - Electrodes de surface (triceps)
- 6 - Electrodes de surface (biceps)

La flèche indique l'endroit de coupure de la liaison entre le bras et l'électro-aimant.

(d'après BOUISSET et PERTUZON, 1968)

$\gamma$  - *protocole* :

Le sujet exerce une force de traction (dans le sens de l'extension) à une distance de 0.3 m de l'axe du coude, sur un dynamomètre. Le couple d'extension, mesuré par ce dernier, est ajusté à une valeur affichée sur un galvanomètre de contrôle. L'expérimentateur ouvre alors le circuit de l'électro-aimant, à l'insu du sujet, ce qui a pour effet de couper la liaison avant-bras dynamomètre. L'avant-bras décrit alors un mouvement d'extension dont l'accélération angulaire est désignée par  $\theta''$ . Trois couples sont utilisés (8.82 ; 14.71 et 20.60 N.m) et, pour chaque couple, cinq mouvements sont exécutés. Quatre sujets ont été examinés.

b) résultats

$\alpha$  - *allure des tracés expérimentaux et calcul* :

La figure 13 représente l'enregistrement d'un mouvement de quick-release exécuté selon le protocole décrit ci-dessus.

Durant la phase de maintien statique du couple d'extension le triceps présente une activité myoélectrique d'amplitude sensiblement constante, le biceps est inactif. L'accélération est nulle comme en témoigne l'enregistrement. Dès le déclenchement du mouvement, l'accélération et la force calculée (non figurée sur l'enregistrement), à partir de  $\theta''$  se portent à une valeur maximale puis décroissent avec le temps. Il est à noter que l'accélération n'est pas d'emblée maximale à cause du temps de réponse de l'accéléromètre. La force décroît à mesure que le muscle se raccourcit. Il est classiquement admis que la première phase de cette décroissance de la force correspond à la détente de la composante élastique série (WILKIE, 1956). La compliance du triceps est déterminée pendant cette phase en calculant le rapport ( $\Delta L/\Delta F$ ) de la variation de longueur à la variation de force correspondante pendant le même intervalle de temps compris entre les deux flèches verticales (v. *figure 13*).

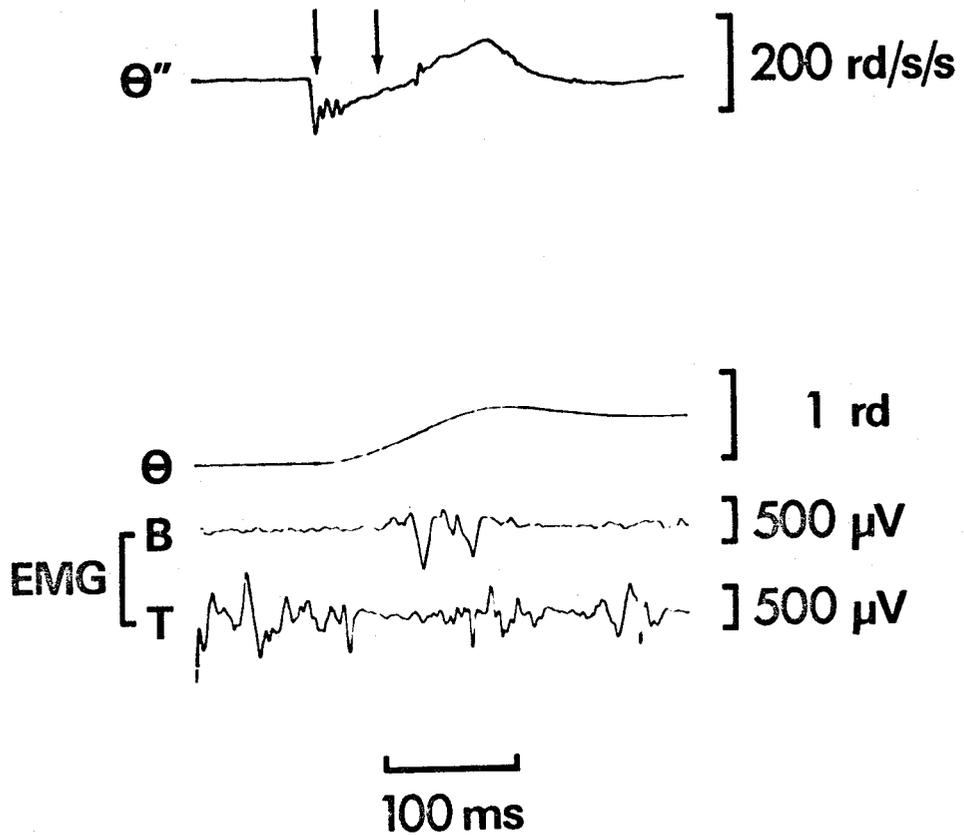


Figure 13

Enregistrement d'un mouvement de quick-release.

De haut en bas :

$\theta''$  : accélération angulaire ;  $\theta$  : déplacement angulaire  
 EMG-B : EMG global du biceps ; EMG-T : EMG global du triceps.

Après un délai moyen de 40 ms, la défacilitation réflexe des fléchisseurs (réflexe d'unloading : ANGEL et coll., 1965) visible sur l'EMG du triceps est suivie d'une activation réflexe du biceps (réflexe d'étirement : voir la revue de MATTHEWS, 1972 sur ce sujet).

Bien que le triceps soit défacilité, l'hypothèse de WILKIE (1956) autorise le calcul de la compliance de la composante élastique série dès le déclenchement et au moins jusqu'à l'apparition du réflexe d'étirement sur le biceps, soit environ 40 à 50 ms. Cette durée peut encore être allongée compte tenu du déphasage entre l'EMG du biceps et le mécanogramme (VREDENBREGT et KOSTER, 1966 ; WIESENDANGER et coll., 1969 ; MELVILL et WATT, 1971).

*$\beta$  - relation compliance-force de l'extenseur équivalent*

Pour chaque mouvement, à la valeur de la compliance (C) est associée celle de la force isométrique initialement développée par le triceps au niveau du tendon distal (F). Aucune différence interindividuelle significative n'ayant été observée, les mesures effectuées sur les quatre sujets ont été regroupées (*Figure 14*).

La compliance décroît lorsque la force croît. La relation déterminée par une méthode de moindres carrés peut s'écrire sous la forme :

$$C = 3.566 * 10^{-5} * F^{-0.263} \quad (23)$$

où C est exprimée en mètres par Newtons et F en Newtons. L'étroitesse de l'ajustement est appréciée par le coefficient de BRAVAIS-PEARSON calculé sur la relation établie en coordonnées logarithmiques ( $r = .365$ ), celui-ci est significatif au seuil de .01 pour 51 degrés de liberté.

L'expression de la relation compliance-force sous forme d'une fonction puissance de la force avait, par ailleurs, été retenue par GOUBEL et PERTUZON (1973).

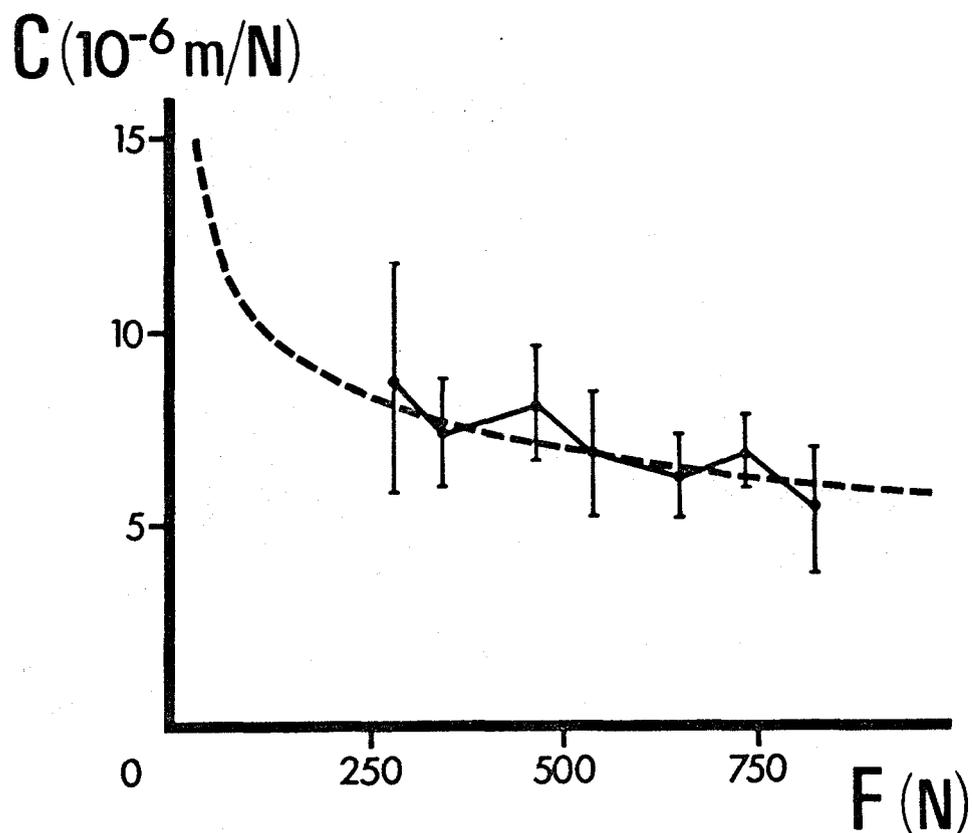


Figure 14

Relation entre la compliance (C) et la force (F) du triceps brachii.

C : compliance en mètres/Newton  $\times 10^{-6}$   
 F : force initiale développée en Newtons.

Toutes les valeurs de force, pour les quatre sujets, ont été regroupées en sept classes d'intervalle constant. Chaque point représente la moyenne des forces par intervalle et la moyenne des compliances correspondantes encadrée par l'écart-type.

### III - LES GENERATEURS DE FORCE

L'étude des propriétés mécaniques du muscle permet de montrer que celui-ci n'est pas un générateur de force parfait et que la force développée est en particulier fonction de la vitesse à laquelle il se raccourcit et de sa longueur. On peut ainsi définir deux relations caractéristiques, une relation force-vitesse et une relation force-longueur.

En ce qui concerne la relation force-longueur, les études ont été entreprises sur le muscle isolé tétanisé maximalement, dès la fin du XIXe Siècle (BLIX, 1893). Ce n'est que plus tardivement que les premiers travaux ont été entrepris chez l'Homme sur des muscles d'amputés (UNIVERSITE DE CALIFORNIE, 1947). Par la suite, de nombreux auteurs ont mis en évidence des relations entre le couple et l'angle des articulations dans différentes conditions (v. par ex. LIBERSON et coll., 1962 ; DOSS et KARPOVICH, 1965 ; SINGH et KARPOVICH, 1966 ; BANKOV et JØRGENSEN, 1969).

A partir des données anthropométriques et biomécaniques, PERTUZON (1972) a montré l'existence d'une relation force-longueur du biceps, considéré comme fléchisseur équivalent, tant pour des niveaux d'activation maximaux que sous-maximaux constants. La forme de ces relations est semblable à celles établies sur le muscle isolé.

Pour ce qui est de la relation force-vitesse, c'est en analysant les mouvements maximaux de flexion de l'avant-bras contre un volant d'inertie que HILL (1922) et LUPTON (1922) ont mis en évidence que la force du muscle décroît lorsque sa vitesse de raccourcissement augmente.

La relation force-vitesse a été étudiée ensuite sur le muscle isolé par GASSER et HILL (1924) et LEVIN et WYMAN (1927) pour lesquels la chute de la force est d'origine visqueuse.

FENN et MARSH (1935) formulent la relation force-vitesse sous forme d'une exponentielle. En 1938, HILL propose une formulation hyperbolique à la suite de ses études sur la production de chaleur par le muscle au cours de la contraction soit :

$$(F + a) (u + b) = (F_0 + a)b \quad (24)$$

où  $F$  est la force développée par le muscle,  $u$  la vitesse de raccourcissement,  $a$  une constante ayant les dimensions d'une force,  $b$  une autre constante ayant les dimensions d'une vitesse et  $F_0$  la force isométrique maximale. On notera que, pour une préparation donnée, le second membre de l'équation est constant. Par la suite, d'autres formulations ont été proposées (v. par ex. POLISSAR, 1952 ; AUBERT, 1956) qui s'adaptent également étroitement aux résultats expérimentaux. Dans le cas particulier du muscle cardiaque, la relation force-vitesse est hyperbolique (v. par ex. SONNENBLICK, 1962 ; EDMAN et NILSSON, 1968) ou non (v. par ex. BRADY, 1965). La différence provient vraisemblablement de la technique utilisée (EDMAN et NILSSON, 1972) ou de l'hypothèse de travail adoptée. AUBERT (1956) a en effet montré que compte tenu de la dispersion expérimentale, le même ensemble de points peut être ajusté à plusieurs types d'équations avec la même précision.

Sur le muscle isolé téтанisé maximalement, l'établissement de la relation force-vitesse repose sur le fait que la vitesse est constante dans des conditions isotoniques. Les relations force-vitesse sont établies point par point en faisant varier les conditions isotoniques.

Chez l'Homme, le problème se complique par le fait que les muscles agissent sur des articulations et que le bras de levier n'est pas constant tout au long de l'excursion angulaire de l'articulation. Dans ces conditions, il n'est pas possible d'opérer dans des conditions

isotoniques car la masse équivalente à l'inertie ramenée au niveau du tendon du muscle n'est pas constante comme l'a montré PERTUZON (1972). Cependant, comme le postulait HILL (1940), la relation force-vitesse doit être valable en valeurs instantanées. Dès lors, il suffit de connaître à chaque instant la valeur de la force et de la vitesse correspondante tout au long d'un mouvement maximal pour établir la relation force-vitesse du muscle considéré. Les valeurs de force et de vitesse de raccourcissement sont relativement aisées à calculer si on dispose des données biomécaniques de l'articulation mobilisée. Il suffit, en effet, d'appliquer les lois de la mécanique rationnelle au cours du mouvement maximal.

En appliquant ces principes, PERTUZON (1972) a montré que, au cours d'un mouvement maximal de flexion, la relation entre les valeurs de la force et de la vitesse de raccourcissement du biceps, considéré comme fléchisseur équivalent, peut être assimilée à une fonction hyperbolique classique.

Il est intéressant de noter que la majorité des études a porté sur la relation force-vitesse en raccourcissement. Cependant, dans l'activité normale des muscles, la résistance opposée au muscle est parfois supérieure à la force qu'il développe. Le muscle effectue alors un travail négatif. C'est ce qui se produit lors du freinage des mouvements dans certaines conditions. Comme l'a montré KATZ (1939), la relation force-vitesse du muscle en allongement n'est pas la simple extrapolation de la relation force-vitesse en raccourcissement. Pour des vitesses d'étirement faibles, les forces développées par le muscle sont supérieures à celles développées pour les mêmes vitesses de raccourcissement. Lorsque la vitesse d'étirement augmente, la courbe s'infléchit et la force tend à se stabiliser à une valeur nettement plus importante que la force isométrique maximale (v. *figure 15*). Chez l'Homme, la détermination de la relation force-vitesse en allongement, dans des conditions maximales et volontaires, se heurte à des difficultés dont il apparaît que certaines sont irréductibles.

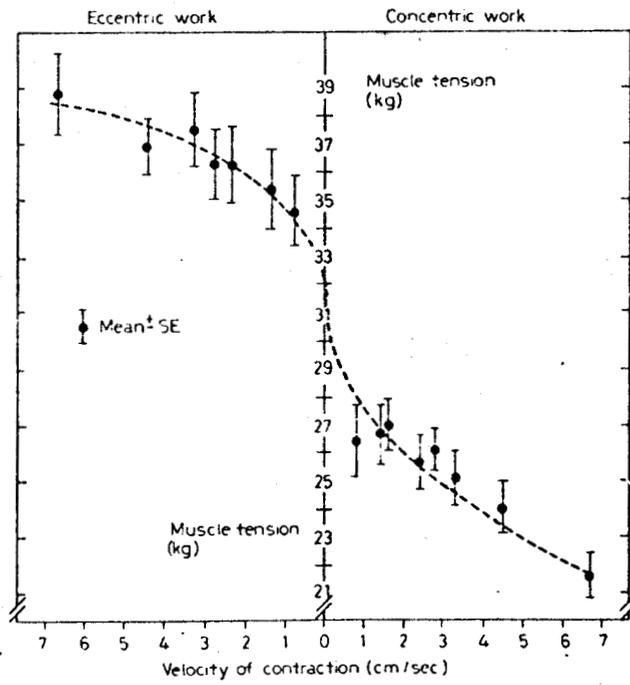


Figure 15

Relation force-vitesse des fléchisseurs du coude.

(d'après KOMI, 1973)

La force développée par le muscle étiré est supérieure à la force isométrique maximale ( $F_0$ ). Le réflexe à point de départ tendineux risque de devenir de plus en plus puissant à mesure que la force augmente et limiter la force volontaire maximale à une valeur compatible avec l'intégrité fonctionnelle du muscle, des tendons et de leur insertion sur les os et l'on sait qu'il s'agit d'un mécanisme réflexe particulièrement puissant (CREED et coll., 1972).

PERTUZON (1972) a pu mettre en évidence l'intervention d'un mécanisme réflexe limitant la vitesse de contraction lors de mouvements maximaux de flexion contre des inerties élevées. Cet auteur pense qu'il pourrait s'agir d'un réflexe à point de départ tendineux. Si un tel mécanisme est présent alors que le muscle développe des forces proches mais cependant inférieures à la force isométrique maximale ( $F_0$ ), il est légitime de penser qu'il doit intervenir avec d'autant plus d'intensité que la force est théoriquement supérieure à  $F_0$  lors des mouvements maximaux où le muscle travaille en allongement. Certains auteurs (ASMUSSEN et coll., 1965 ; PINI, 1966 ; BANKOV et JØRGENSEN, 1969 ; KOMI, 1973) ont cependant tenté d'établir les relations force-vitesse, chez l'Homme, pour les fléchisseurs du coude.

Les résultats obtenus concordent entre eux. Après une phase de croissance, la force se maintient à une valeur constante supérieure à la force isométrique maximale lorsque la vitesse d'allongement augmente.

Il semble que la différence entre le plateau de force en allongement et  $F_0$  est nettement plus importante pour le muscle isolé que pour le muscle humain in situ. Ce résultat serait de nature à suggérer que le réflexe à point de départ tendineux intervient de façon sensible.

Pour terminer, on remarquera que si les auteurs ont proposé de nombreuses formulations pour la relation force-vitesse en raccourdissement, il n'en est pas de même pour la relation en allongement si l'on excepte POLISSAR (1952) et AUBERT (1956).

Après ces considérations sur les relations force-vitesse, on exposera le protocole des mouvements maximaux d'extension, les relations force-vitesse et puissance-vitesse du triceps. Les mêmes relations déterminées par PERTUZON (1972) sur le fléchisseur équivalent sur les mêmes sujets seront reprises dans la discussion de ce chapitre.

### 1 - Protocole

Les sujets exécutent des mouvements volontaires d'extension maximaux. Les sujets sont assis et sont très fermement assujettis au siège par les sangles et les supports décrits au chapitre précédent. Les réactions posturales dues au mouvement maximal d'extension sont alors très réduites.

Les angles de départ et d'arrivée du mouvement sont comptés à partir de l'extension complète. Ils sont respectivement de 120 et 30 degrés. Le fait que le mouvement soit maximal implique que les relations force-vitesse ne sont pas sensibles à l'inertie et qu'elles doivent être exactement superposables. Cependant, PERTUZON (1972) a montré que, compte tenu de la limitation de l'excursion angulaire et des inerties opposées au mouvement, la relation force-vitesse n'était pas explorée dans la totalité au cours des mouvements maximaux.

Afin d'étaler au maximum la gamme des valeurs de vitesse et de force, les mouvements sont effectués sans inertie additionnelle ( $I_0 = 0.119 \text{ m}^2.\text{kg}$ ) et contre deux inerties additionnelles ( $I_5 = 0.586 \text{ m}^2.\text{kg}$  et  $I_{10} = 1.074 \text{ m}^2.\text{kg}$ ). En effet, les mouvements effectués sans inertie additionnelle permettent d'atteindre les vitesses les plus élevées alors que les forces développées sont plus faibles. L'inverse se produit pour les inerties élevées.

Il est demandé aux sujets de développer un effort maximal dès le début du mouvement et de le maintenir jusqu'à la percussio

butée de sécurité placée en fin de mouvement. La présence de cette butée annule toute appréhension du sujet au moment du choc après quelques essais effectués pour tester la fiabilité de l'arrêt.

Lorsque les enregistreurs sont mis en marche, le sujet est libre d'effectuer le mouvement maximal quand il le désire.

L'enregistrement des variables est poursuivi environ deux secondes après la percussion de la butée. Les sujets effectuent sept mouvements par inertie. Une période de repos de deux minutes est ménagée entre chaque mouvement maximal afin de permettre au sujet de se décontracter et d'éviter l'apparition de la fatigue du triceps. Quatre sujets (F.B., J.D., F.G. et F.L.) ont été étudiés dans cette expérimentation.

Bien qu'il soit demandé aux sujets des efforts maximaux pour chaque mouvement, les mouvements présentent de légères différences dans les tracés des variables enregistrées. Cette constatation a amené à retenir un certain nombre de critères qui doivent permettre de choisir un seul mouvement parmi chaque série de sept. Ce sont :

1. Les valeurs de force et de vitesse sont les plus élevées
2. La vitesse de contraction est la plus élevée
3. L'amplitude des EMG des trois chefs du triceps reste constante tout au long du mouvement
4. L'amplitude de l'EMG du biceps est négligeable tout au long du mouvement.

## 2 - Description du mouvement maximal d'extension

### a) description des EMG

*α - le biceps :*

La figure 16 représente trois mouvements isolés d'extension maximaux. Le biceps ne présente qu'une activité très discrète tout au

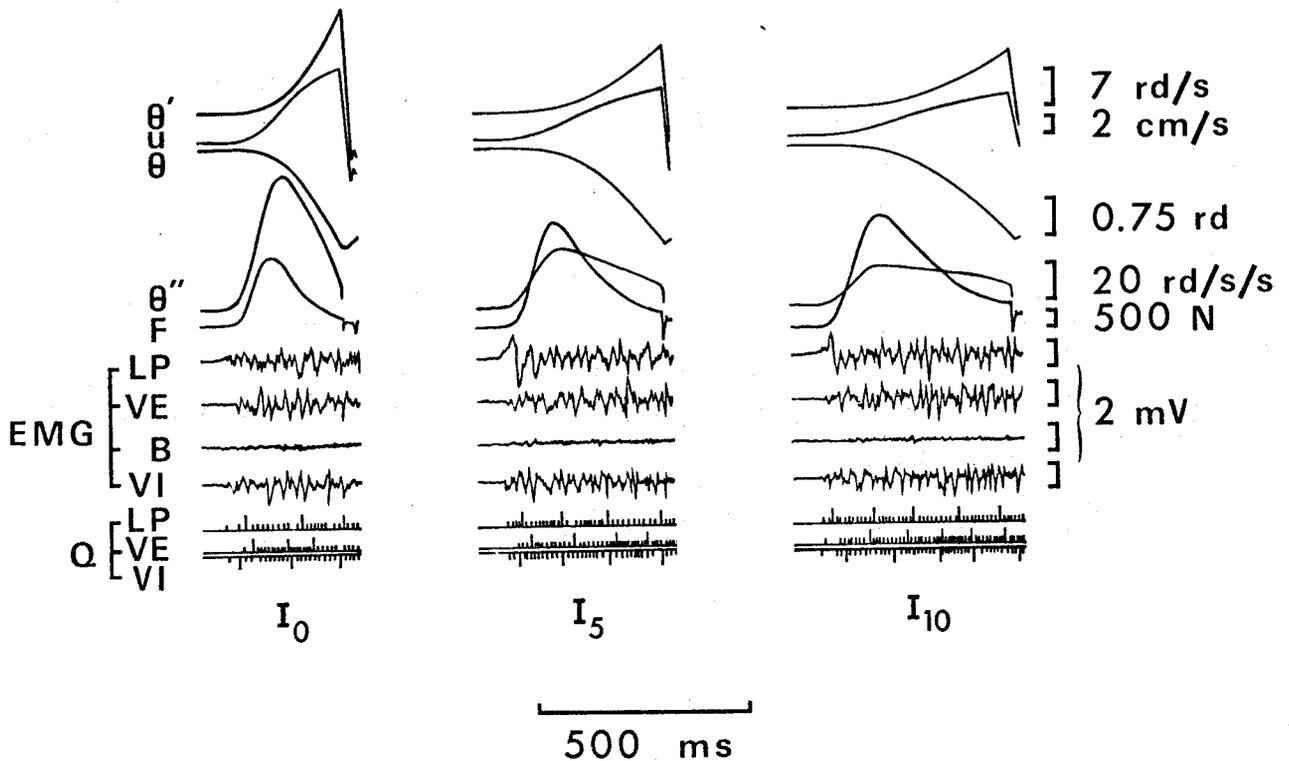


Figure 16

Mouvements isolés d'extension maximaux.

De haut en bas :

- $\theta'$  : vitesse angulaire
- $u$  : vitesse de raccourcissement du triceps
- $\theta$  : déplacement angulaire
- $\theta''$  : accélération angulaire
- $F$  : force développée par le triceps
- EMG de surface de la longue portion (LP), du vaste externe (VE), du biceps (B) et du vaste interne (VI)
- $Q$  : électromyogrammes intégrés de LP, VE et VI.

long des mouvements. Cette activité est en tout cas négligeable en regard de celle détectée sur les trois chefs du triceps. A ce fait, il faut sans doute voir d'une part l'action bénéfique de la butée qui supprime l'appréhension du sujet lorsqu'il exécute son mouvement et d'autre part l'effet de la stabilisation de la posture par les supports d'aisselles et les sangles thoraciques. Il semble, que le rôle joué par la butée n'est pas négligeable. En effet, dans une étude sur la vitesse maximale des mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras, PERTUZON et LESTIENNE (1968) avaient mis en évidence une activité, qualifiée de réflexe, sur les fléchisseurs. Or, le dispositif expérimental ne comportait pas de véritable butée de sécurité. En fin de course, la main frappait un bloc de bois recouvert de mousse de polyuréthane pour amortir le choc. Ce dispositif ne pouvait pas être totalement efficace et l'activité "réflexe" survenait sans doute pour diminuer la force de l'impact sur la butée.

Enfin, bien que le mouvement d'extension soit maximal, aucune bouffée d'EMG n'a été observée qui puisse faire songer à la survenue d'un réflexe d'étirement des antagonistes. Ceci est peut-être dû au fait que la vitesse d'étirement est trop faible pour provoquer l'apparition de ce réflexe et (ou) que l'importante activité des motoneurones du triceps inhibe celle des motoneurones du biceps par innervation réciproque.

#### *$\beta$ - le triceps :*

Sur la figure 16 on note que les débuts d'activité des trois chefs du triceps ne sont pas simultanés. En effet, la longue portion est active avant ou en même temps que le vaste interne suivant les sujets. Enfin, ces deux chefs sont actifs peu de temps avant le vaste externe.

Il est classique de noter que l'EMG précède le mécanogramme (VREDENBREGT et KOSTER, 1966 ; WIESENDANGER et coll., 1969 ; MELVILL et WATT, 1971). Ici, l'antéposition de l'EMG du chef le plus précoce

par rapport au tracé d'accélération est de l'ordre de 30 millisecondes. Ce temps est sensiblement inférieur à celui mesuré au cours du mouvement de flexion maximal par PERTUZON (1972), soit 58 millisecondes.

L'amplitude, crête à crête, des potentiels n'est pas d'emblée maximale ; la durée de cette phase de croissance de l'amplitude des EMG augmente avec l'inertie. Semblable constatation a été faite par PERTUZON (1972). Celui-ci postulait l'intervention de réflexes, sans doute d'origine tendineuse, qui limiteraient la vitesse de contraction lorsque l'inertie opposée au mouvement augmente.

La phase de croissance terminée, l'amplitude, crête à crête des EMG reste approximativement constante sur les trois chefs. Ceci se traduit d'ailleurs, sur l'EMG intégré, par un débit, exprimé en impulsions rationalisées ou pips par seconde, pratiquement constant (v. *tableau 3*), attestant ainsi de la constance du niveau d'excitation de l'extenseur équivalent.

#### b) description des variables mécaniques

##### *a - force et accélération :*

Comme le montre la figure 16 l'accélération angulaire et la force musculaire croissent jusqu'à un maximum puis décroissent jusqu'à la fin du mouvement d'extension sans toutefois s'annuler. La phase de croissance correspond grossièrement à celle des EMG du triceps. La fin du mouvement est marquée par la brutale décélération que l'on observe sur le tracé d'accélération angulaire qui déborde largement du papier d'enregistrement. Ce repère fixe la fin du mouvement. Le tracé de la force ne suit pas celui de l'accélération au moment de la percussion. A cet instant, la tension électrique produite par l'accéléromètre sature le calculateur. Un limiteur de tension limite automatiquement la tension de sortie correspondant à la force.

Lorsque l'inertie augmente, l'allure du tracé de force reste relativement constante tandis que la pente moyenne de la phase de décroissance de l'accélération angulaire diminue de façon notable.

		Temps total mvmt (ms)	Temps mesure (ms)	$Q_{LP}$ (pips)	$\dot{Q}_{LP}$ (pips/s)	$Q_{VE}$ (pips)	$\dot{Q}_{VE}$ (pips/s)	$Q_{VI}$ (pips)	$\dot{Q}_{VI}$ (pips/s)	$\Sigma Q$	$\dot{\Sigma Q}$
F.B.	I <sub>0</sub>	264	219	33	150	24	110	35	160	92	420
	I <sub>5</sub>	431	326	70	215	36	110	52	160	158	485
	I <sub>10</sub>	469	410	65	158	47	115	66	161	178	434
J.D.	I <sub>0</sub>	246	219	24	110	26	119	28	128	78	357
	I <sub>5</sub>	387	316	35	110	35	110	41	130	111	350
	I <sub>10</sub>	457	374	41	110	48	128	50	133	139	371
F.G.	I <sub>0</sub>	260	237	39	165	38	160	34	143	111	468
	I <sub>5</sub>	449	316	56	177	46	146	40	127	142	450
	I <sub>10</sub>	497	437	73	167	56	128	51	117	180	412
F.L.	I <sub>0</sub>	219	194	14	72	27	139	24	124	65	335
	I <sub>3</sub>	308	279	21	75	36	129	36	129	93	333
	I <sub>5</sub>	347	311	23	74	43	138	45	145	111	357

Tableau 3

Récapitulation des données concernant les EMG intégrés des trois chefs du triceps au cours du mouvement d'extension maximal pour les 4 sujets (FB, JD, FG et FL)

Q : électromyogramme intégré mesuré pendant la phase de constance de l'EMG

LP : longue portion

$\dot{Q}$  : débit

VE : vaste externe

VI : vaste interne



$\beta$  - vitesse angulaire et vitesse de raccourcissement musculaire :

La vitesse angulaire croît de façon régulière tout au long du mouvement jusqu'à la percussion. Elle se distingue ainsi de l'accélération angulaire qui passe par un maximum. Le tracé de la vitesse de raccourcissement croît également au cours du mouvement mais présente un point d'inflexion.

$\gamma$  - déplacement angulaire :

Le déplacement angulaire varie peu au début du mouvement. Cette variation est d'autant plus faible que l'inertie opposée au mouvement est élevée.

Vers le milieu et la fin du mouvement, le déplacement angulaire croît plus rapidement.

### 3 - Relation force-vitesse instantanée de l'extenseur équivalent

Le découpage temporel des traces de F et u est effectué tous les centièmes de seconde sur le papier grâce au lignage de la base de temps.

La figure 17 regroupe les résultats obtenus sur un sujet (J.D.) pour les trois inerties ( $I_0$ ,  $I_5$  et  $I_{10}$ ). Au cours de la phase de croissance de la force, les points qui correspondent à l'inertie la plus faible ( $I_0$ ) se distinguent de ceux correspondant aux inerties plus élevées ( $I_5$  et  $I_{10}$ ) lesquels se confondent pratiquement.

Les inerties élevées ( $I_5$  et  $I_{10}$ ) permettent au muscle d'atteindre les forces les plus élevées se rapprochant de la force isométrique maximale. Par contre, elles ne permettent pas d'atteindre les vitesses de raccourcissement élevées en particulier à cause de la limitation de la course angulaire du mouvement.



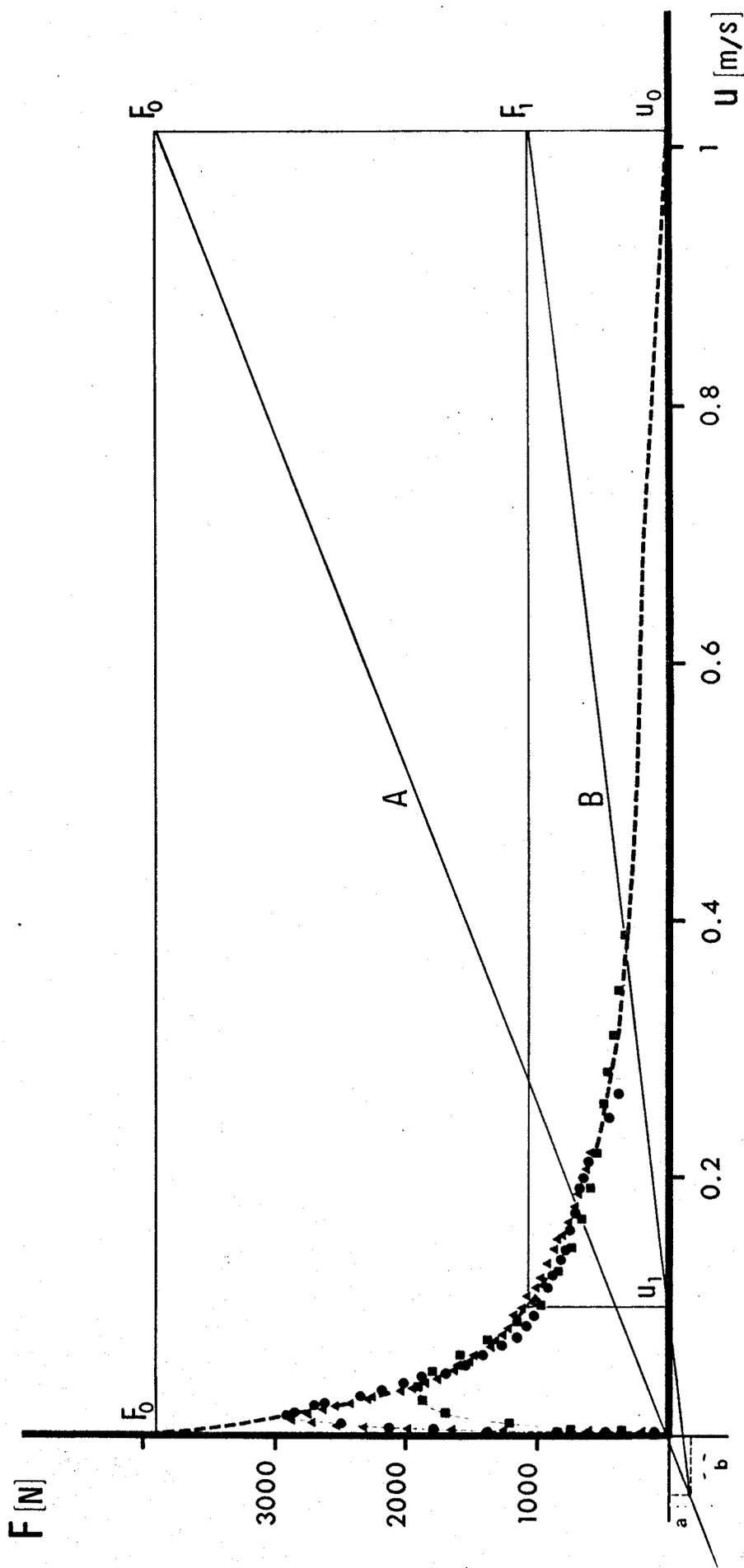


Figure 17

Relation force-vitesse instantanée de l'extenseur équivalent  
(sujet J.D.)

■  $I_0$     ●  $I_5$     ▲  $I_{10}$

La courbe en traits pointillés est la courbe ajustée manuellement aux valeurs expérimentales.

Pour la signification des symboles, voir texte.



L'inertie faible ( $I_0$ ) permet au muscle d'atteindre les vitesses de raccourcissement élevées. Cependant, compte tenu de l'effet propre de la vitesse, la force atteinte est plus faible. Dès que la force a atteint sa valeur maximale, l'ensemble des points se groupe suivant une relation curvilinéaire qu'on adapte à l'équation d'une hyperbole de la forme classique :  $(F + a)(u + b) = c$ , où  $F$  désigne la force musculaire,  $u$  la vitesse de raccourcissement musculaire et  $a, b, c$  les paramètres de l'hyperbole. Les coefficients  $a$  et  $b$  peuvent être déterminés graphiquement comme l'a proposé KATZ (1939) (v. *figure 17*). Par extrapolation de la courbe présumée à l'intersection des axes de coordonnées, sont déterminées  $F_0$ , la force isométrique maximale et  $u_0$ , la vitesse maximale de raccourcissement.

Par le point  $u_0$ , on élève une perpendiculaire à l'axe des abscisses. Sur cette perpendiculaire est portée la valeur de  $F_0$ . Ce point est joint à l'origine des abscisses par une droite (A) prolongée vers les coordonnées négatives. Sur la perpendiculaire, on choisit une autre valeur  $F_1$  inférieure à  $F_0$ . On joint ce point à  $u_1$ , abscisse correspondant à  $F_1$ , par une droite (B) prolongée jusqu'à son intersection avec la droite (A).

Les valeurs absolues des coordonnées de ce point d'intersection fournissent les valeurs approximées de  $a$  sur l'axe des ordonnées et de  $b$  sur l'axe des abscisses.

Cette méthode n'est valable que pour des valeurs approchées de  $a$  et  $b$ . En effet, si l'imprécision sur  $F_0$  n'est pas trop importante, celle sur  $u_0$  est très grande car les conditions expérimentales ne permettent pas d'explorer des vitesses de raccourcissement musculaire très élevées.

Le coefficient  $c$  de l'hyperbole est calculé pour une solution quelconque de l'équation (1). Pour une meilleure précision, les paramètres  $a, b$  et  $c$  sont calculés au moyen d'une méthode de moindres

carrés non pondérés dont le principe a été exposé sommairement par EDMAN et NILSSON (1972). L'équation de l'hyperbole est réécrite sous la forme :

$$F = \frac{c}{u + b} - a \quad (25)$$

Entre les valeurs de F expérimentales et de F calculées avec les coefficients a, b, c estimés, il y a un "résidu" que l'on doit minimiser en recalculant les valeurs a, b, c en fonction de ce résidu. Il suffit de répéter l'opération jusqu'à ce que le résidu soit irréductible. L'expression mathématique du résidu est :

$$\sum \frac{\partial F}{\partial x_j} dx_j \quad (26)$$

où  $x_j = a_j, b_j, c_j$

Le développement de l'expression (26) donne :

$$\frac{\partial F}{\partial x_j} dx_j \left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial F}{\partial c} = \frac{1}{u + b} \\ \frac{\partial F}{\partial a} = -1 \\ \frac{\partial F}{\partial b} = \frac{c}{(u + b)^2} \end{array} \right.$$

Pour que le résidu soit minimum, il faut que la somme des carrés des résidus correspondants à chaque valeur expérimentale soit minimum (d'où le nom de méthode des moindres carrés).

Le programme de cette méthode écrit en FORTRAN se trouve en annexe. On effectue n passages de ce programme. A chaque passage, le calcul de l'écart-type des résidus est effectué. Lorsque l'écart-type reste sensiblement constant d'un passage à l'autre, le calcul est arrêté. L'écart-type correspond alors à la dispersion des valeurs expérimentales.

A cet instant, on dispose des coefficients  $a$ ,  $b$  et  $c$  les plus probables. On trouvera figure 18 les relations force-vitesse du triceps pour les trois autres sujets. Connaissant les valeurs  $a$ ,  $b$  et  $c$ , il est aisé de déterminer par extrapolation les valeurs de  $F_0$  et  $u_0$ .

On vérifie par ailleurs qu'une des propriétés de la relation hyperbolique, à savoir que  $a/F_0 = b/u_0$ , est bien remplie. Les différentes valeurs caractéristiques des relations force-vitesse pour les différents sujets sont regroupées dans le tableau 4.

#### 4 - Relation puissance-vitesse instantanée de l'extenseur équivalent

Comme l'ont montré SUGGS (1969) et PERTUZON (1972) le résultat du produit de la force instantanée par la vitesse instantanée est la puissance instantanée développée par le muscle. Ils ont en outre montré que cette puissance instantanée est fonction de la vitesse de raccourcissement du muscle.

La figure 19 représente la relation puissance-vitesse instantanée pour un sujet (F.L.). Lorsque la vitesse augmente, la puissance croît rapidement, passe par un maximum pour 15 p.100 environ de la vitesse maximale,  $u_0$ , puis décroît de façon régulière pour s'annuler quand la vitesse de raccourcissement est maximale.

La forme des relations puissance-vitesse est semblable pour trois sujets (FB, FG et FL). Toutefois, le maximum de la puissance instantanée varie selon les sujets : il est de 110 Watts pour FB, 125 Watts pour FG et atteint 200 Watts pour le sujet FL.

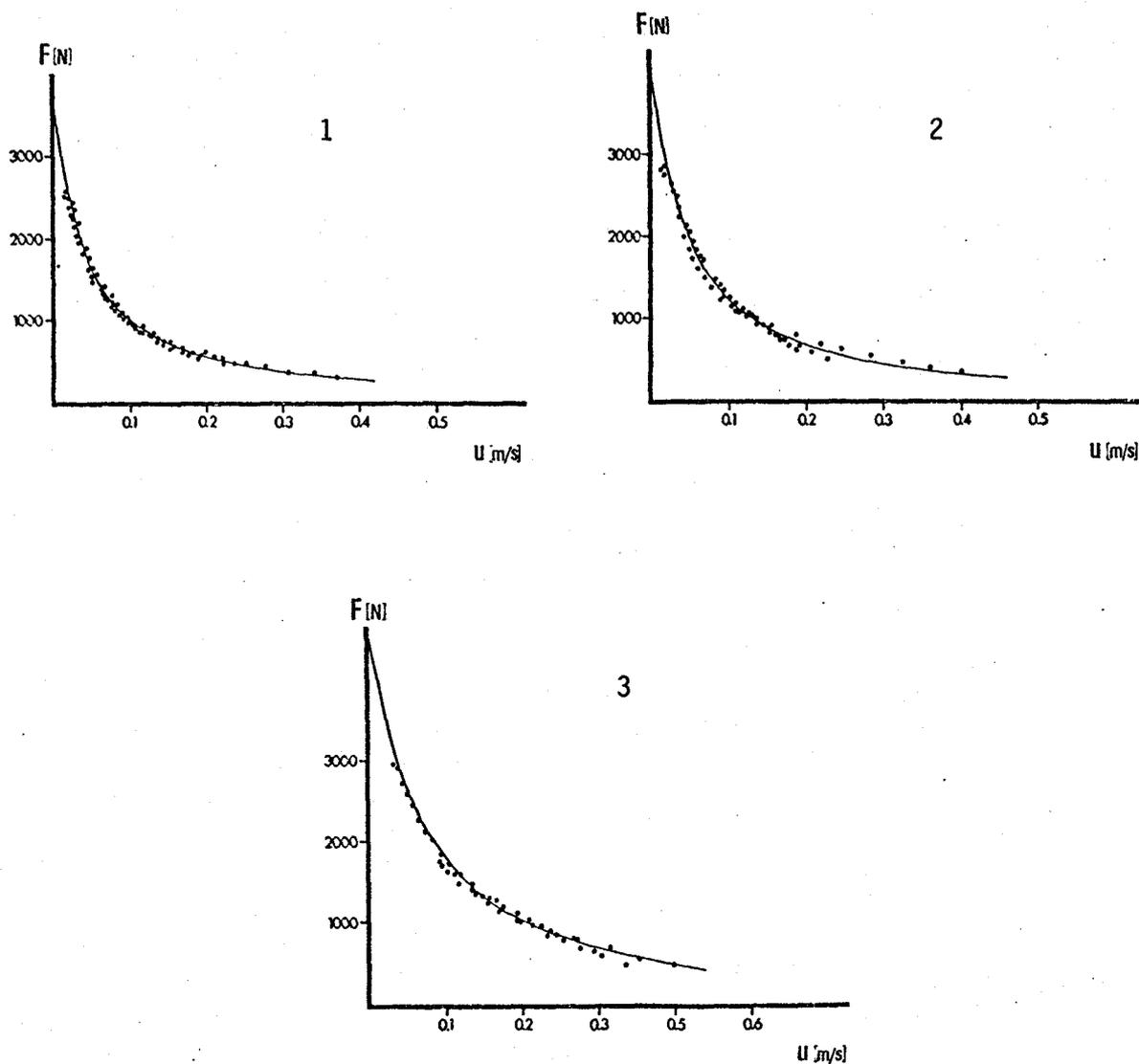


Figure 18

Relations force-vitesse expérimentales instantanées (toutes inerties confondues) de l'extenseur équivalent obtenues pour 3 sujets.

- 1 : sujet F.B.
- 2 : sujet F.G.
- 3 : sujet F.L.

Après le calcul des coefficients  $a$ ,  $b$  et  $c$  de l'hyperbole, les courbes  $F-u$  ont été tracées.

Sujets	a	b	c	$F_0$ (N)	$u_0$ m/s	$a/F_0$	$b/u_0$
F.B.	106	0.042	156	3600	1.43	0.0294	0.0294
J.D.	35	0.039	156	3960	4.42	0.0109	0.0088
F.G.	151	0.048	199	3990	1.27	0.0378	0.0378
F.L.	262	0.072	345	4525	1.25	0.0579	0.0578

Tableau 4

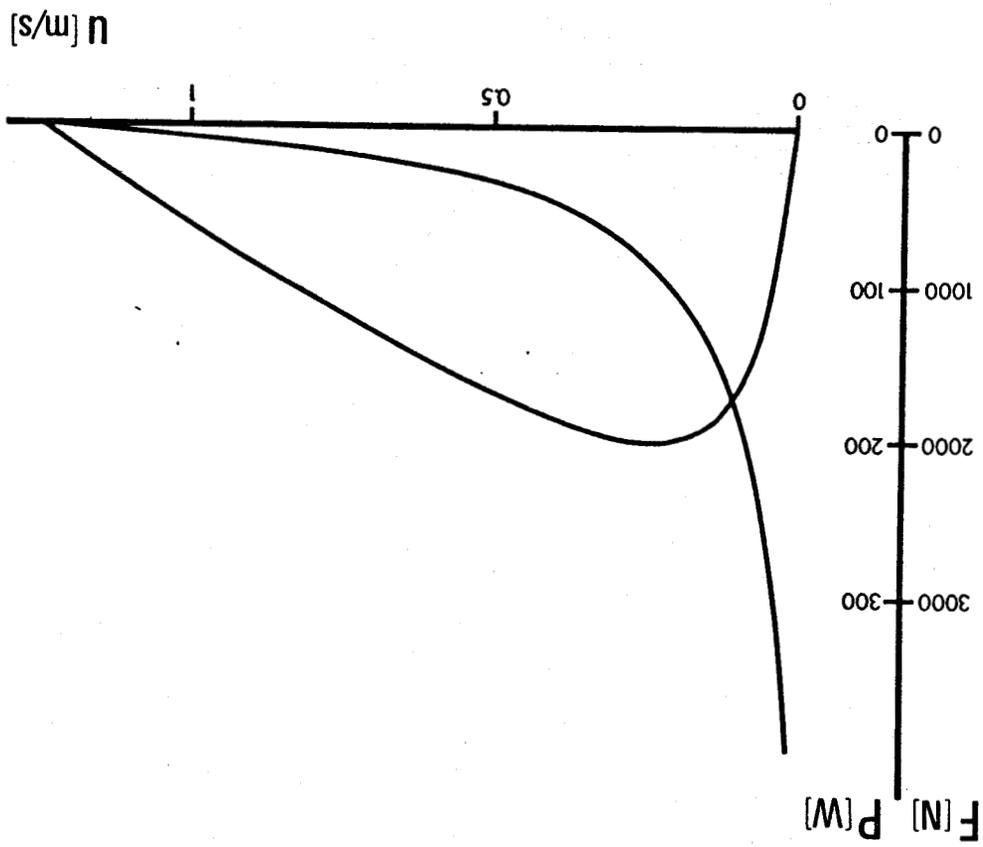
Paramètres de l'hyperbole  $(F + a)(u + b) = c$  pour les quatre sujets.





Relations force-vitesse et puissance-vitesse instantanées  
du triceps obtenues au cours d'un mouvement maximal d'ex-  
tension.  
(sujet F.L.)

Figure 19



#### IV - DISCUSSION

Avant d'examiner les résultats proprement dits, il faut discuter de la validité du modèle musculo-squelettique de l'extenseur équivalent. La question de l'élasticité série du fléchisseur équivalent et de l'extenseur équivalent est abordée ensuite.

Dans une troisième partie, la méthode de détermination de la relation force-vitesse est discutée ; les relations force-vitesse du fléchisseur équivalent et de l'extenseur équivalent sont comparées et les conséquences sur l'optimisation des mouvements isolés sont examinées.

##### 1 - Modèle musculo-squelettique de l'extenseur équivalent

En ce qui concerne l'extenseur équivalent, la critique doit porter essentiellement sur le bras de levier. En effet, de sa détermination découlent celles de la variation de longueur, de la vitesse de raccourcissement et de la force développée par l'extenseur équivalent.

Le problème qui se posait était de ramener, pour chaque valeur de  $\theta$ , en un seul point de traction, les forces qui s'exercent sur la totalité de la surface d'insertion du tendon distal du triceps sur l'olécrâne. Il était nécessaire de procéder ainsi pour réaliser un modèle mécanique dont les dimensions devaient être aisément identifiables d'une part et analysables mathématiquement d'autre part. Les données anatomiques de base n'ayant pas été accessibles, nous nous sommes reportés aux travaux de FRANKE (1920) et de MESSIER et coll. (1969). L'étude de FRANKE apparaissait plus documentée et les résultats plus conformes à la réalité telle qu'elle peut ressortir d'examen effectués sur le cadavre. De plus, des données anthropométriques classiques permettaient d'ajuster les données à chacun de nos sujets ; au moyen de régressions. C'est pourquoi l'analyse a été basée sur les données de FRANKE.

Par rapport au bras de levier du biceps, celui du triceps lui est sensiblement inférieur. De plus, alors que le bras de levier du biceps passe par un maximum lorsque l'angle de l'articulation augmente, celui du triceps diminue de façon quasi linéaire (v. *figure 20*). Ces résultats sont qualitativement en accord avec ceux de MESSIER et coll. (1969). Ils le sont quantitativement pour ce qui est de la variation du bras de levier du biceps au cours de l'excursion angulaire. Par contre, la variation du bras de levier du triceps est double de celle trouvée par ces auteurs. Les valeurs du bras de levier du triceps proposées par MESSIER et coll. (1969) sont, en général, inférieures à celles proposées par FRANKE (1920). L'utilisation des données de ce dernier conduit à des valeurs de  $F_0$  assez élevées. Le fait de considérer un bras de levier plus faible aurait pour conséquence d'augmenter les valeurs de force et de  $F_0$  en particulier. Or, s'il est relativement aisé de justifier l'obtention des valeurs de  $F_0$  à partir des données de FRANKE (1920) (v. *la discussion ci-après*), il ne serait pas possible de le faire pour des forces isométriques maximales encore supérieures. Le choix de la modélisation d'après les données de FRANKE se trouve ainsi justifié a posteriori.

## 2 - Elasticité série

### a) validité de la méthode

La détermination de la compliance de la composante élastique série du triceps par la technique de "quick-release" implique, dans l'hypothèse du modèle à deux composantes de HILL (1938, 1949) que le début du mouvement corresponde à la détente de la composante élastique série non amortie, c'est-à-dire sans intervention des forces d'origine visqueuse (RITCHIE et WILKIE, 1958), ni variation de longueur de la composante contractile. C'est pourquoi, la détermination de la compliance peut et doit porter sur la partie initiale du mouvement même pendant

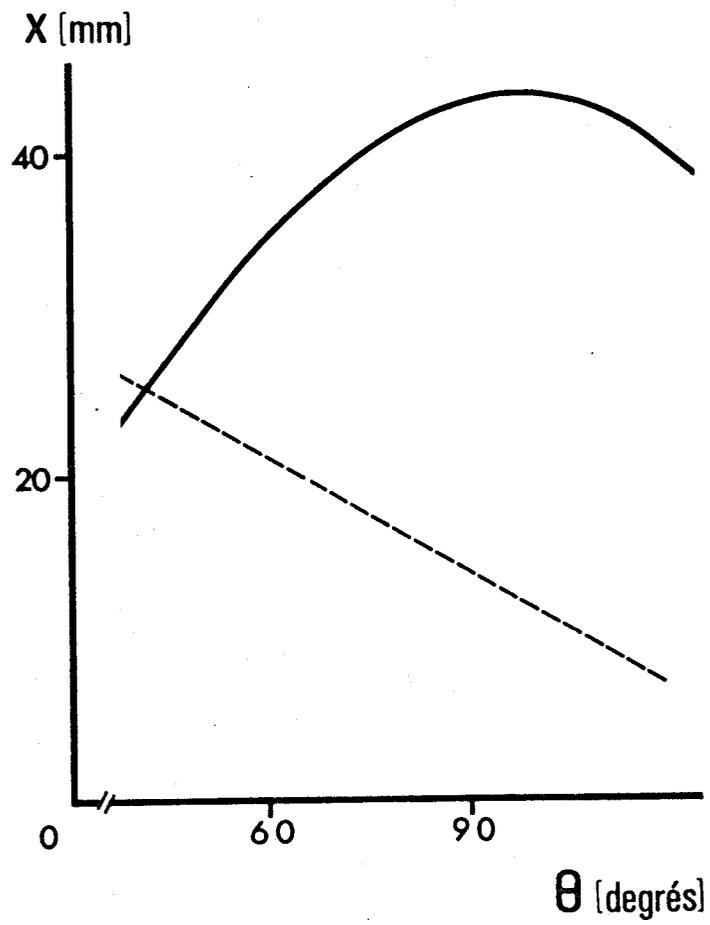


Figure 20

Bras de levier ( $x$ ) du biceps (trait plein) et du triceps (trait pointillé) en fonction de l'angle du coude ( $\theta$ ).

(sujet F.B.)

la période d'activité myoélectrique du triceps. Sur le muscle isolé, HILL (1950 b) pense que, théoriquement, la composante contractile peut se raccourcir dès le début du mouvement. Il semblerait toutefois que les relations force-vitesse et force-longueur ne soient pas applicables à cet instant (CAVAGNA et CITTERIO, 1974). Le calcul du raccourcissement de la composante contractile et celui de la correction à apporter au calcul du raccourcissement de la composante élastique ne sont pas possibles. Cependant, CAVAGNA et CITTERIO (1974) montrent que l'erreur commise lorsqu'on ne tient pas compte du raccourcissement de la composante contractile est négligeable.

Dans nos conditions expérimentales, la durée de la détente élastique (40 ms environ) est considérablement plus longue que sur le muscle isolé à cause de l'inertie opposée au raccourcissement de la composante élastique série. Cette durée ne devrait, en principe, pas modifier la détermination de la compliance. Toutefois, elle peut autoriser un réétirement de la composante contractile (HILL, 1949). Ce réétirement entraînerait une sous-estimation de  $\Delta L$  et par conséquent de la compliance. Ce phénomène serait particulièrement sensible pour des valeurs de force musculaire inférieures à 100 Newtons (GOUBEL et PERTUZON, 1973). C'est une des raisons qui ont obligé à ne considérer que des valeurs de forces isométriques supérieures à 200 Newtons.

Le réétirement de la composante contractile par la composante élastique série doit alors être négligeable dans nos conditions expérimentales. En effet, pendant les vingt premières millisecondes du mouvement, l'amplitude moyenne de l'EMG du triceps reste constante témoignant de la constance à l'état actif de la composante contractile alors que la composante élastique se raccourcit. La force développée par cette dernière est donc constamment inférieure à celle développée par la composante contractile et en conséquence incapable de l'étirer.

Par ailleurs, l'élasticité des composantes élastiques parallèles des antagonistes est susceptible de perturber la mesure. Le couple de rappel opposé par les fléchisseurs étirés amène une sous-estimation de la force développée par le triceps au cours du mouvement, la compliance ainsi calculée étant alors surestimée. Cependant, l'importance relative de ce couple de rappel décroît à mesure que le couple du triceps augmente, pour devenir négligeable pour des forces voisines de 300 N (LESTIENNE et PERTUZON, 1974).

Enfin, si on considère que les courbes obtenues par GOUBEL (1974) à l'aide de trois méthodes différentes sur le fléchisseur équivalent, sont pratiquement confondues pour des forces supérieures à 300 Newtons, on peut estimer que la méthode utilisée est fiable pour des valeurs de forces supérieures à 300 N.

b) comparaison des relations compliance-force de l'extenseur et du fléchisseur équivalents

Avant de procéder aux comparaisons proprement dites, précisons que, lorsqu'il s'agit des compliances de muscles différents, il est classique de rapporter la variation de force à la force isométrique maximale ( $F_0$ ) et la variation de longueur à la longueur standard ( $L_0$ ). Cette opération n'est toutefois valable que pour les muscles isolés dans le cas de contractions isotoniques. Les contractions anisométriques anisotoniques étudiées ici sont telles que ces corrections ne sont pas applicables. C'est pourquoi, seules les valeurs brutes de compliance et de force seront comparées.

*α - comparaisons qualitative et quantitative :*

D'un point de vue qualitatif, les deux relations s'expriment par une fonction en puissance :  $C = aF^b$ . Elles sont donc comparables (GOUBEL et coll., 1971 ; GOUBEL et PERTUZON, 1973). D'un point de vue quantitatif, des différences sensibles apparaissent (v. figure 21).

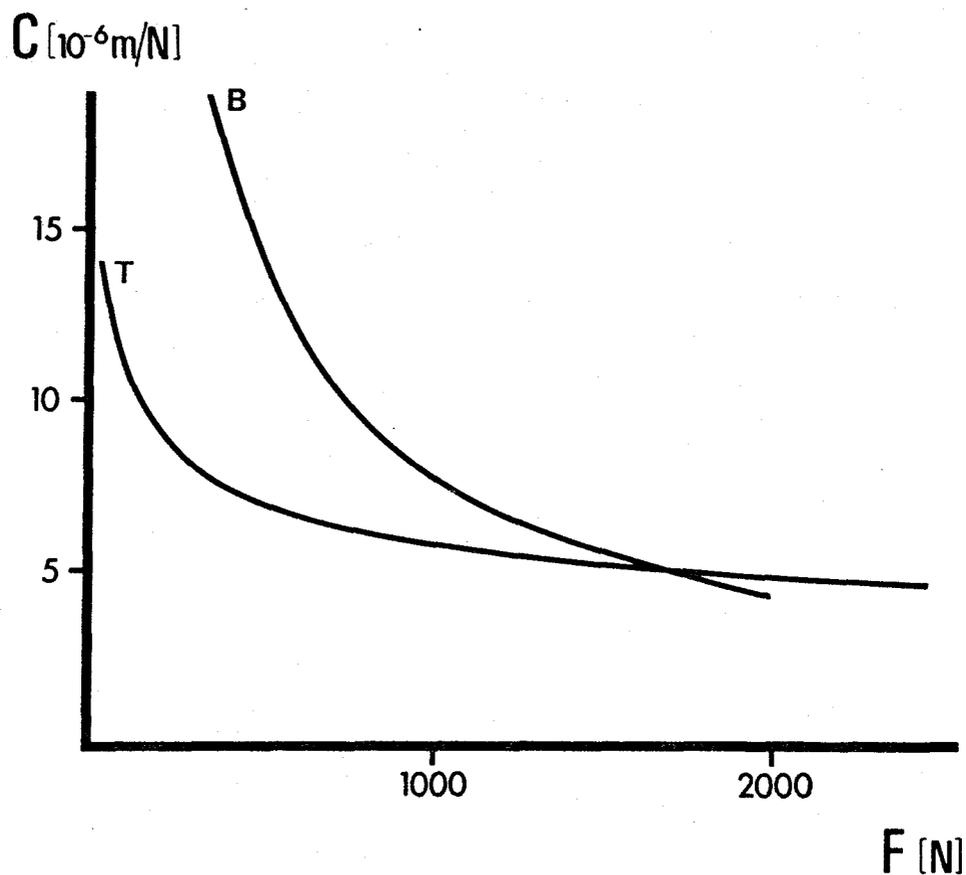


Figure 21

Relations compliance-force du fléchisseur équivalent (B) et de l'extenseur équivalent (T).

Les courbes sont établies à partir des valeurs moyennes calculées sur l'ensemble des sujets.

La relation (B) a été établie par GOUBEL et PERTUZON (1972).

En ce qui concerne l'extenseur équivalent, pour une force de 500 Newtons, la compliance est d'environ  $7 * 10^{-6}$  m/N ; pour une force de 100 Newtons, elle est d'environ  $5.8 * 10^{-6}$  m/N, soit une différence de  $1.2 * 10^{-6}$  m/N et une variation relative de 20 p.100.

Pour le fléchisseur équivalent, pour une force de 500 Newtons, la compliance est d'environ  $14 * 10^{-6}$  m/N alors qu'elle est de  $7.8 * 10^{-6}$  m/N à 1000 Newtons, soit une différence de  $6.2 * 10^{-6}$  m/N et une variation relative de 80 p.100.

Ainsi dès 500 Newtons, la compliance de l'extenseur équivalent varie notablement moins que celle du fléchisseur équivalent lorsque la force développée augmente.

D'autre part, pour une force de 500 Newtons, la compliance de l'extenseur équivalent est environ 2 fois plus faible que celle du fléchisseur équivalent. A 1500 Newtons, elles sont pratiquement identiques.

Enfin, pour des forces inférieures à 1500 Newtons, la compliance de l'extenseur équivalent semble inférieure à celle du fléchisseur équivalent. Il est alors intéressant de tenter d'expliquer l'origine de cette différence.

Avant d'envisager les hypothèses d'ordre physiologique, il nous faut nous assurer que la technique de détermination de la force et de la longueur n'est pas en cause dans l'un et l'autre groupe musculaire compte tenu des simplifications mécaniques qui ont été nécessaires.

#### *β - considérations biomécaniques :*

Considérons d'abord la détermination de la compliance du fléchisseur équivalent.

Théoriquement, il serait nécessaire de déterminer les relations compliance-force de chacun des muscles fléchisseurs impliqués dans le mouvement. La disposition anatomique des muscles est alors telle que, à chaque instant, les raideurs s'additionnent. Malheureusement, cette

détermination n'est pas réalisable. Les variations de longueur et de force des différents fléchisseurs sont alors rapportées aux dimensions du biceps (PERTUZON, 1972). Le choix d'un autre fléchisseur comme fléchisseur équivalent aurait pour conséquence de faire varier la valeur de la compliance.

Par ailleurs, il est nécessaire de supposer que la participation relative des fléchisseurs ou des trois chefs du triceps au couple de flexion ou d'extension reste constante tout au long du mouvement. Cette précaution n'est pas superflue car CNOCKAERT et PERTUZON (1973), CNOCKAERT et coll. (1975) ont montré que cette condition n'est pas nécessairement toujours remplie. Ainsi par exemple, par rapport à la flexion isométrique pure, l'activité du biceps brachii est augmentée et celle du brachioradialis diminuée lorsque la flexion isométrique est associée à un effort isométrique de supination. Il semble ici que la participation relative des trois chefs du triceps reste constante. Les calculs de compliance ont été repris en prenant comme fléchisseur équivalent d'une part le brachial antérieur (BA) et le brachioradialis (BR) d'autre part. La figure 22 donne les dispositions relatives des trois fléchisseurs principaux. Les valeurs a et b, distances des points d'insertion des muscles sur les os, par rapport à l'axe de rotation du coude sont les valeurs moyennes déterminées sur nos sujets d'après les données de BRAUNE et FISCHER (1889) et de PERTUZON (1972). Le tableau 5 donne les éléments de calcul de la compliance rapportée à chacun des fléchisseurs.

Puisque seule la valeur relative de la compliance importe, un exemple fictif a été choisi pour lequel la variation de longueur et le bras de levier des trois fléchisseurs principaux ont été calculés pour  $\theta_1 = 30^\circ$  et  $\theta_2 = 90^\circ$  afin d'évaluer les deux termes du rapport  $\Delta L/\Delta F$  exprimant la compliance. F est calculée en appliquant le théorème du moment cinétique. Il vient :

$$F = \frac{I\theta''}{x} \quad (21)$$

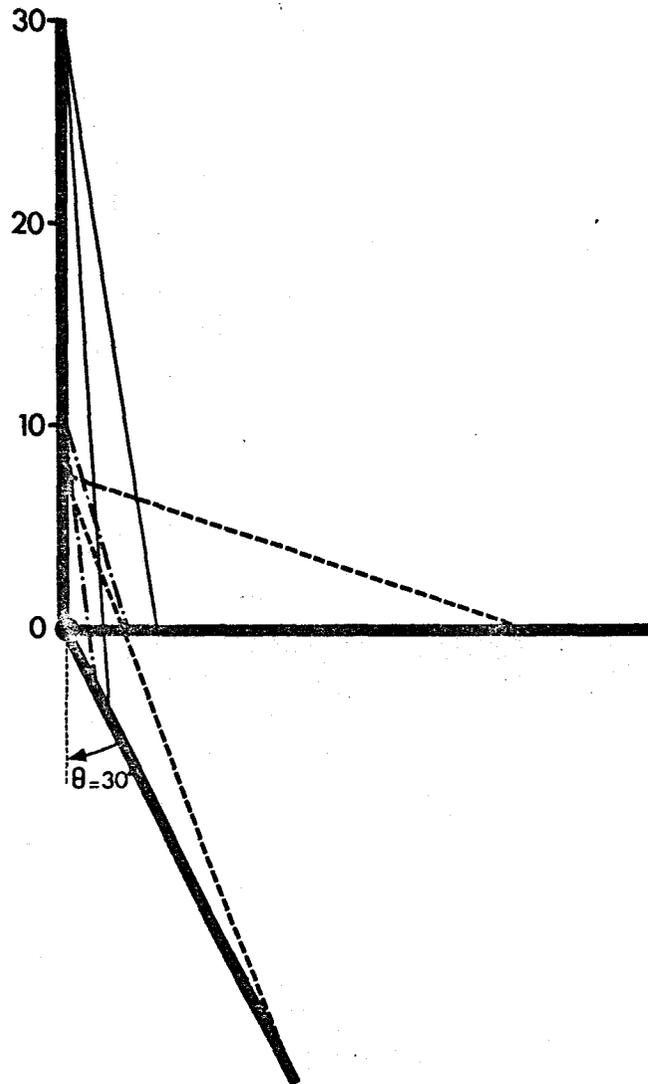


Figure 22

Disposition relative des 3 fléchisseurs principaux à  $30^\circ$  et  $90^\circ$ .

B : biceps (trait plein)  
 BA : brachial antérieur (trait-point)  
 BR : brachioradialis (trait pointillé)

Réduction : 1/4

Le trait vertical figure le bras ; il est gradué de 10 en 10 cm.

0 est l'axe du coude.

Muscles	Variables				
	L à 30° (cm)	L à 90° (cm)	$\Delta L$ (cm)	x à 30° (cm)	x à 90° (cm)
B	34.2	30.4	3.8	1.8	4.4
BA	12.8	10.4	2.4	1.1	2.9
BR	31	23.4	7.6	2.6	7.1
T	-	-	-	3.0	1.5

Tableau 5

Longueurs, variations de longueurs et bras de levier des trois fléchisseurs principaux et du triceps.

- L : longueurs (en centimètres)
- $\Delta L$  : variations de longueur (en centimètres)
- x : bras de leviers (en centimètres)
- B : biceps brachial
- BA : brachial antérieur
- BR : brachioradialis
- T : triceps



où  $I$  est le moment d'inertie du système en rotation ;  $\theta''$  l'accélération instantanée et  $x$  le bras de levier. La longueur  $L$  des muscles est mesurée par application des relations trigonométriques dans les triangles définis par les os et les trois muscles (PERTUZON, 1972).

$\Delta L$ , variation de longueur figure sur le tableau 5 ;  $\Delta F$  s'exprime de la façon suivante :

$$\Delta F = I \left( \frac{\theta''_1}{x_1} - \frac{\theta''_2}{x_2} \right) \quad (27)$$

L'application numérique sera effectuée avec  $\theta''_1 = 50 \text{ rd} * \text{s}^{-2}$  et  $\theta''_2 = 10 \text{ rd} * \text{s}^{-2}$  valeurs choisies arbitrairement ; on peut montrer en effet que le rapport des compliances n'y est pas sensible. Les forces sont exprimées en Newtons et les longueurs en mètres.

Il vient :

$$\Delta F_B = I \left( \frac{50}{1.8 * 10^{-2}} - \frac{10}{4.4 * 10^{-2}} \right) \text{ pour le biceps}$$

$$\Delta F_{BA} = I \left( \frac{50}{1.1 * 10^{-2}} - \frac{10}{2.9 * 10^{-2}} \right) \text{ pour le brachial antérieur}$$

$$\Delta F_{BR} = I \left( \frac{50}{2.6 * 10^{-2}} - \frac{10}{7.1 * 10^{-2}} \right) \text{ pour le brachioradialis}$$

$$\Delta L_B = 3.8 * 10^{-2}$$

$$\Delta L_{BA} = 2.4 * 10^{-2}$$

$$\Delta L_{BR} = 7.6 * 10^{-2}$$

Après exécution des calculs intermédiaires, il vient :

$$\frac{C_{BA}}{C_B} = 0.4 \quad \text{et} \quad \frac{F_{BA}}{F_B} = 1.6$$

$$\frac{C_{BR}}{C_B} = 2.8 \quad \text{et} \quad \frac{F_{BR}}{F_B} = 0.7$$

Ainsi, si le brachial antérieur est considéré comme fléchisseur équivalent, sa compliance n'est que 40 p.100 de celle du biceps considéré comme fléchisseur équivalent et sa force 1,6 fois celle du biceps. Ce résultat a pour effet de rapprocher l'une de l'autre, les courbes compliance-force du triceps et du brachial antérieur considérés comme muscles équivalents. Toutefois, ce rapprochement est insuffisant pour permettre aux deux courbes de coïncider. Inversement, si le brachioradialis est considéré comme fléchisseur équivalent, sa compliance est 2,8 fois celle du biceps et sa force 0,7 fois celle du biceps. Ce résultat a pour effet d'écarter les deux courbes compliance-force du triceps et du fléchisseur équivalent. Ainsi, le biceps se trouve occuper une situation intermédiaire entre le brachial antérieur et le brachioradialis quant à la compliance et à la force. La relation compliance-force des fléchisseurs semble toutefois devoir être décalée vers les compliances plus élevées et augmenter de ce fait l'écart entre les courbes du fléchisseur équivalent et de l'extenseur équivalent. Quoiqu'il en soit, la relation compliance-force du biceps pour fléchisseur équivalent sera considérée comme représentative de l'ensemble des fléchisseurs.

Du point de vue du triceps, le problème est simplifié par le fait que :

- 1) la participation du deuxième extenseur du coude, l'anconé, peut être négligée (LANZ et WARTHMUTH, 1935 ; KAPANDJI, 1963 ; BASMAJIAN et GRIFFIN, 1972) ;
- 2) le tendon distal est unique, commun aux trois chefs.

Les erreurs ne pourraient alors provenir que d'une détermination inexacte de la géométrie musculo-squelettique de la partie olécrânienne du triceps. Or, on a vu que cette hypothèse pouvait être écartée. La relation compliance-force obtenue peut donc être considérée comme représentative de celle de l'extenseur équivalent.

En conclusion, la compliance du triceps est sensiblement inférieure à celle des fléchisseurs ou, en d'autres termes, la raideur

du triceps est plus importante que celle des fléchisseurs pour des valeurs inférieures ou égales à 50 p.100 de la force volontaire maximum. Il peut alors être intéressant de rapporter ce résultat à la constitution des muscles fléchisseurs et extenseurs tant du point de vue des tendons que de celui de la composition en fibres lentes et rapides.

*γ - considérations physiologiques :*

JEWELL et WILKIE (1958) montrent que 50 p.100 de l'élasticité série est située dans les tendons. Pour tenter d'expliquer nos résultats à la lumière de cette donnée, il faut supposer que les tendons du triceps sont moins longs que ceux des fléchisseurs. A priori, cette hypothèse est difficilement vérifiable. Compte tenu de l'insertion olécrânienne très importante et des trois insertions proximales du triceps, on supposera que la longueur des tendons des fléchisseurs n'est pas sensiblement différente de celle du triceps et qu'elle ne peut pas rendre compte de la différence de compliance observée.

Restent les 50 p.100 de l'élasticité série localisés dans la composante contractile elle-même (BUCHTHAL et ROSENFALCK, 1960). D'après la théorie de la contraction musculaire émise par HUXLEY (1957), l'élasticité est située au niveau des ponts entre actine et myosine (v. par ex. HUXLEY et SIMMONS, 1971 ; BRESSLER et CLINCH, 1974 ; FLITNEY et HIRST, 1975).

Chez le chat, comparativement, la raideur du muscle soléaire, muscle lent, est supérieure à celle du tibial antérieur, muscle rapide (WELLS, 1965).

Sur ces critères, l'extenseur équivalent serait un muscle plus lent que le fléchisseur équivalent.

c) relation énergie potentielle élastique - force du fléchisseur et de l'extenseur équivalents

Connaissant la relation compliance-force, on peut déterminer celle qui lie l'énergie potentielle élastique ( $W_e$ ) stockée au cours d'une contraction isométrique et la force ( $F$ ).

$$\text{On sait que } \frac{dL}{dF} = aF^b \quad \text{où } dF = F_\alpha - F_\beta$$

$$\text{On en tire } dL = aF^b * dF \quad (28)$$

Pour chaque valeur de  $F$  on calcule l'énergie  $dW_e$  correspondante :

$$dW_e = dL * F_m = aF_m^b * dF * F_m \quad (29)$$

$$\text{où } F_m = F_\alpha + \frac{dF}{2}$$

Dans ce cas  $dF$  est petit par rapport à  $F$ .

Il suffit ensuite de sommer les énergies élastiques élémentaires  $dW_e$  lorsque  $F$  augmente de  $F_1$  à  $F_2$  pour établir la relation  $W_e = f(F)$ .

En réarrangeant l'équation (29), il vient :

$$W_e = \int_{F_1}^{F_2} aF_m^b * dF * F_m \quad (30)$$

Soit encore :

$$W_e = a \int_{F_1}^{F_2} F_m^{b+1} dF \quad (31)$$

$$W_e = \left[ a \frac{F_m^{b+2}}{b+2} \right]_{F_1}^{F_2} \quad (32)$$

La figure 23 représente cette relation pour le fléchisseur et l'extenseur équivalents. Elle n'est pas linéaire. C'est une courbe en

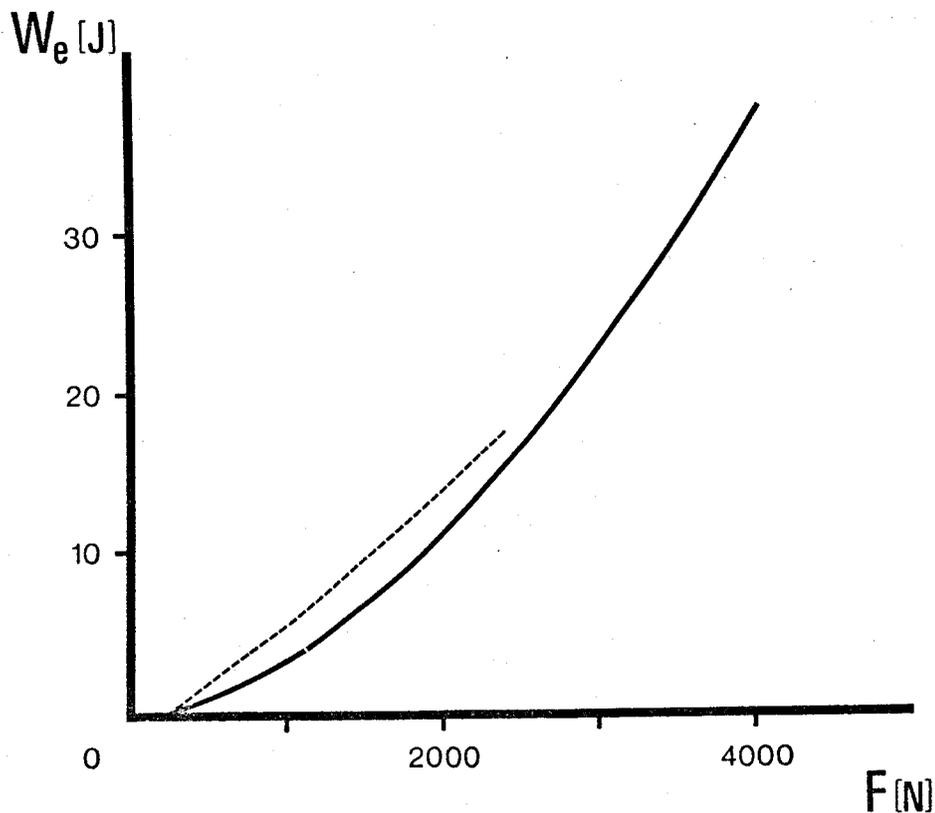


Figure 23

Energie élastique stockée par le fléchisseur équivalent (trait pointillé) et l'extenseur équivalent (trait plein) en fonction de la force maximum développée dans les mouvements isolés sous-maximaux.

Les courbes ont été calculées à l'aide de l'équation :

$$W_e = \left[ \frac{a F_m^{b+2}}{b+2} \right] F_2 \quad (\text{v. texte})$$

Les coefficients  $a$  et  $b$  sont ceux donnés par GOUBEL et PERTUZON (1973) et ceux déterminés ci-dessus.

Fléchisseur équivalent :  $a = 25.8 \cdot 10^{-4}$   
 $b = -0.84$

Extenseur équivalent :  $a = 3.566 \cdot 10^{-5}$   
 $b = -0.263$



puissance. Ce résultat est en accord avec ceux de HILL (1950 b) et de GOUBEL (1974). Toutefois, pour une force donnée, l'énergie élastique calculée au moyen de notre relation est sensiblement plus élevée que celle donnée par GOUBEL (1974), toutes choses étant égales par ailleurs.

d) conséquences sur l'optimisation des mouvements isolés

Sur la figure 21, on voit que la compliance tend à devenir constante à mesure que les forces développées augmentent. La compliance de l'extenseur équivalent décroît de  $3.10^{-6} \text{ m.N}^{-1}$  de 500 N à 4000 N, valeur approximative de la force isométrique maximale. Par contre, une telle décroissance de la compliance n'est atteinte que lorsque la force du fléchisseur équivalent varie de 1000 N à 2000 N. (2000 N est approximativement la valeur de  $F_0$ ).

Ainsi, même en tenant compte des bras de leviers respectifs, le freinage des mouvements de flexion par l'extenseur équivalent est plus efficace que celui du mouvement d'extension par le fléchisseur équivalent lorsque les forces développées par l'un et l'autre sont identiques.

Du point de vue de la seule composante élastique série, les conditions optimales sont obtenues lorsque le maximum d'énergie potentielle élastique est stockée lors de la phase de croissance de la force.

Ainsi, lors de mouvements isolés sous-maximaux de flexion et d'extension effectués contre différentes inerties (de  $I_0$  à  $I_{10}$ ) et à différentes vitesses, on a mesuré le maximum de force atteinte au cours de chaque mouvement. On a alors calculé l'énergie potentielle élastique stockée lors de la croissance de la force (v. figure 23).

Seuls les mouvements qualifiés de "rapides" (v. chapitre III) avec des inerties élevées ( $I_5$ ,  $I_7$  et  $I_{10}$ ) permettent le stockage d'une partie appréciable d'énergie élastique. Pour certains mouvements, elle s'élève à 50 p.100 de l'énergie mécanique recueillie.

Ce résultat est toutefois surestimé. En effet, la relation  $W_e = f(F)$  n'est utilisable que pour des contractions isométriques. Lors de contractions anisométriques, la composante contractile et la composante élastique série se raccourcissent. Pour une même force, l'étirement de la composante élastique série est plus faible que lors des contractions isométriques. L'énergie stockée est alors inférieure à celle que l'on détermine sur la relation  $W_e = f(F)$ .

Toutefois, lorsque l'inertie augmente, on tend vers des conditions isométriques. Celles-ci sont théoriquement rencontrées lorsque l'inertie est infinie.

Quoiqu'il en soit, l'énergie potentielle élastique stockée lors des mouvements contre des inerties élevées reste très substantielle.

Ainsi, en ce qui concerne l'optimisation des mouvements isolés sous-maximaux et du strict point de vue de la composante élastique série, il est donc souhaitable d'effectuer les mouvements contre des inerties élevées.

### 3 - Relations force-vitesse et puissance-vitesse instantanées

#### a) validité de la méthode

Les résultats sont relativement homogènes entre eux. Toutefois, la valeur de  $u_0$  pour le sujet J.D. semble, pour le moins, être trop élevée par rapport à celle des autres sujets.

Ceci amène à penser que les valeurs de vitesses maximales ( $u_0$ ) obtenues par extrapolation sont sujettes à critique et que l'imprécision est importante. Cela tient, en fait, à la nature même de la formulation hyperbolique de la relation force-vitesse. Les coefficients  $a$ ,  $b$  et  $c$  obtenus par la méthode des moindres carrés sont les plus probables ainsi qu'on peut le constater sur les graphiques des figures 17 et 18 où les relations mathématiques s'adaptent bien aux résultats expérimentaux même pour le sujet J.D..

On peut remarquer que des variations relativement importantes des coefficients  $a$ ,  $b$  et  $c$  n'ont qu'un effet discret sur les tracés des équations hyperboliques qui sont toujours en bonne concordance avec les résultats expérimentaux. Il est théoriquement toujours possible de trouver une combinaison des coefficients  $a$ ,  $b$  et  $c$  qui soit telle que la courbe qu'elle représente s'ajuste correctement aux points expérimentaux. Le fait que les rapports  $a/F_0$  et  $b/u_0$  soient égaux ne peut pas être non plus un gage de fiabilité des résultats ainsi que l'avait remarqué AUBERT (1956). En effet, ce résultat est toujours acquis car c'est une propriété intrinsèque de la relation hyperbolique.

Etant donné le caractère polymorphe des relations hyperboliques, il serait nécessaire d'entreprendre la résolution mathématique du problème sur les mêmes bases mais en imposant des limites de variation aux coefficients.

Cependant, les muscles étant différents, peut-on imposer les mêmes contraintes sur les coefficients  $a$ ,  $b$  et  $c$  d'un muscle à l'autre ? Nous avons alors tenté d'ajuster une relation exponentielle aux couples force-vitesse. Cette relation s'exprime sous la forme :

$$F = F_0 \exp^{-Gu} - \eta u \quad (33)$$

où  $F_0$  est la force isométrique maximale,  $F$  la force musculaire instantanée,  $u$  la vitesse de raccourcissement musculaire instantanée,  $G$  un coefficient sans signification physiologique et  $\eta$  un coefficient qualifié de viscosité. Cette formulation est celle de FENN et MARSH (1935).

D'après les résultats de LESTIENNE et PERTUZON (1974), on sait que le coefficient de viscosité est de l'ordre de 290 Newtons par mètre par seconde.

La détermination mathématique de  $F_0$  et  $G$  a été entreprise au moyen de la méthode précédemment décrite pour la relation hyperbolique.

Seule l'expression du résidu est différente. L'estimation de  $F_0$  est aisée mais celle de  $G$  doit être déterminée par essais successifs.

Cependant, le système ainsi défini n'a jamais convergé. En conséquence, le coefficient  $G$  de la formulation exponentielle n'a pas pu être déterminé. La formulation hyperbolique a donc été conservée.

b) relations force-vitesse du fléchisseur et de l'extenseur équivalents

*$\alpha$  - considérations biomécaniques :*

Avant d'établir la comparaison entre les résultats du fléchisseur équivalent et de l'extenseur équivalent, il est nécessaire de savoir si la technique de calcul de  $F$  et  $u$  ne peut être mise en cause pour expliquer d'éventuelles différences. En particulier, le fait de considérer l'un quelconque des deux autres fléchisseurs comme fléchisseur équivalent peut amener des différences dans les valeurs de  $F$  et  $u$ .

Par un raisonnement semblable à celui qui a été mené pour l'élasticité série, il est aisé de montrer que le fait de considérer soit le brachial antérieur soit le brachioradialis comme fléchisseur équivalent n'entraîne pas de variations très importantes des valeurs de  $F$  et  $u$ .

*$\beta$  - comparaison des relations force-vitesse :*

La comparaison directe des résultats est possible du fait que les sujets sont communs aux deux études, à savoir celle qui porte sur le fléchisseur équivalent (PERTUZON, 1972) et celle qui porte sur l'extenseur équivalent.

Les résultats bruts ont été regroupés sur la figure 24. Seuls les résultats de trois sujets (F.B., F.G. et F.L.) seront utilisés dans les comparaisons. Les résultats du sujet J.D. ont été écartés à cause de la valeur manifestement trop élevée de  $u_0$ .

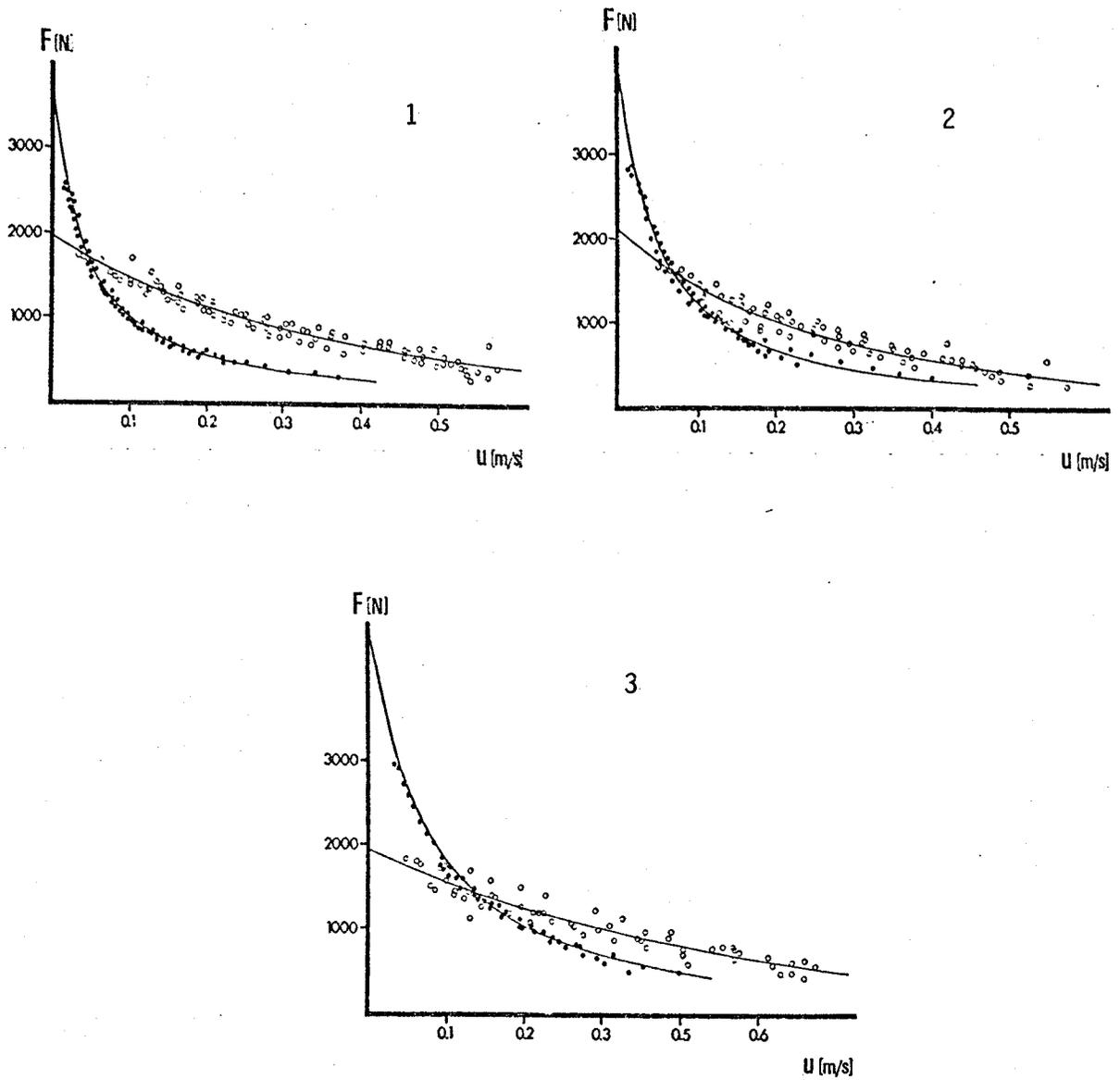


Figure 24

Relations  $F$ - $u$  instantanées du fléchisseur équivalent et du triceps de 3 sujets.

○ : fléchisseur équivalent

● : extenseur équivalent

1 : sujet F.B.

2 : sujet F.G.

3 : sujet F.L.



Sujets	$F_0$ (N)		$u_0$ (m/s)		$a/F_0$		$b/u_0$	
	F.E.	T.	F.E.	T.	F.E.	T.	F.E.	T.
F.B.	1960	3600	1.21	1.43	0.355	0.029	0.354	0.029
F.G.	2115	3990	1.25	1.27	0.213	0.038	0.213	0.038
F.L.	1935	4525	1.13	1.25	0.621	0.058	0.622	0.058

Tableau 6

Valeurs caractéristiques des relations force-vitesse du fléchisseur équivalent (F.E.) d'après PERTUZON (1972) et de l'extenseur équivalent (T.) pour trois sujets communs aux deux études.

- $F_0$  : force isométrique maximale obtenue par extrapolation (en Newtons)
- $u_0$  : vitesse maximale de raccourcissement obtenue par extrapolation (en mètres par seconde)
- $a$  : coefficient de la relation force-vitesse ayant les dimensions d'une force
- $b$  : coefficient de la relation force-vitesse ayant les dimensions d'une vitesse.



La dispersion des résultats du fléchisseur équivalent est légèrement supérieure à celle de ceux du triceps. Certaines valeurs caractéristiques des relations force-vitesse ont été rassemblées dans le tableau 6. Les valeurs de vitesses maximales de raccourcissement sont du même ordre de grandeur pour les deux groupes musculaires. Cependant, la vitesse maximale de raccourcissement du triceps semble légèrement supérieure à celle du fléchisseur équivalent. Les valeurs de forces isométriques maximales du triceps sont très nettement supérieures à celles du fléchisseur équivalent. On peut les estimer supérieures de 80 p.100 environ. Ces constatations sont en accord avec celles de DERN et coll. (1947) qui montrent que  $u$  est peu sujet aux variations interindividuelles tandis que  $F_0$  l'est bien davantage. Le fait que les valeurs de  $F_0$  du triceps soient en bonne concordance avec celle de FRANKE (1920) ne signifie pas nécessairement que ces valeurs sont les valeurs réelles. En effet, puisque les mêmes données anatomiques et biomécaniques de base ont été utilisées, il eût été étonnant de trouver des résultats très nettement différents. Cela signifie tout au plus que le système est cohérent avec lui-même.

Afin de pousser plus avant la comparaison des relations force-vitesse du fléchisseur équivalent et du triceps, il est nécessaire de normaliser les valeurs de  $F$  et  $u$ . Ordinairement, on rapporte  $F$  à  $F_0$  et  $u$  à  $u_0$ . Les rapports obtenus, nombre sans dimensions, sont exprimés en valeur absolue ou en pourcentage de la valeur maximum. Dans le premier cas, les rapports varient de 0 à 1 et dans le second de 0 à 100 p.100. Les vitesses sont parfois exprimées en fonction de  $l_0$  par seconde où  $l_0$  désigne la longueur standard du muscle. Pour les raisons exposées ci-dessus, il n'est pas possible de connaître la valeur de  $l_0$  pour le triceps. On utilisera donc la première notation où  $F/F_0$  et  $u/u_0$  sont exprimés en valeur absolue. Les courbes obtenues sur les trois sujets sont regroupées sur la figure 25.

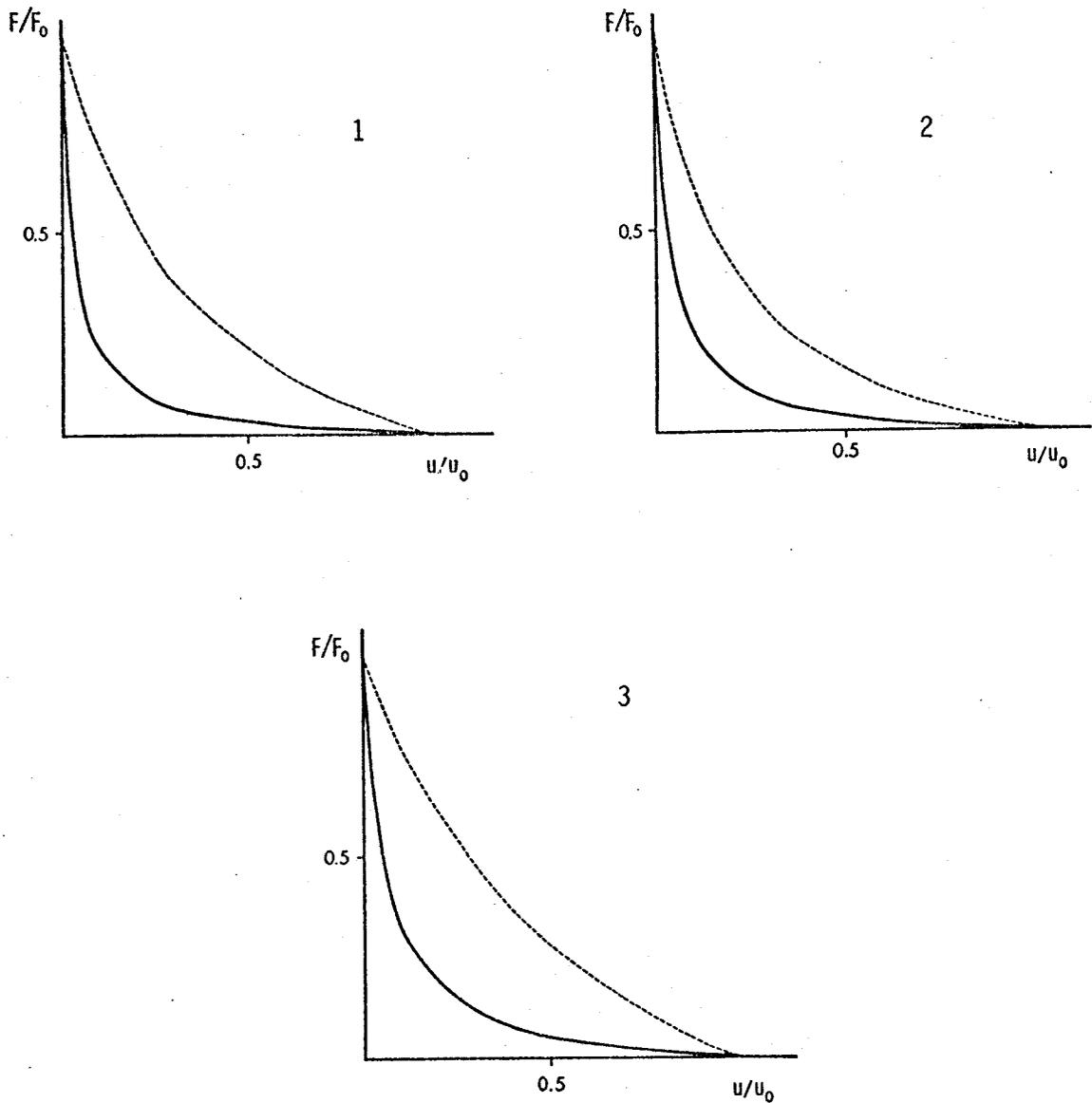


Figure 25

Relations force-vitesse instantanées normalisées du triceps et du fléchisseur équivalent de 3 sujets.

- 1 : sujet F.B.
- 2 : sujet F.G.
- 3 : sujet F.L.

En trait plein les relations du triceps et en trait pointillé celles du fléchisseur équivalent.



Si l'opération de normalisation des valeurs de  $F$  et  $u$  permet de faire coïncider les extrêmes des relations, elle laisse subsister les différences interindividuelles d'incurvation tant pour le fléchisseur équivalent que pour le triceps. On remarque en outre que pour les trois sujets, les relations force-vitesse du triceps sont nettement plus incurvées que celles du fléchisseur équivalent.

*$\gamma$  - origine possible de la différence d'incurvation des relations force-vitesse :*

La comparaison des relations force-vitesse de muscles lents et de muscles rapides fait ressortir des différences d'incurvation. Ainsi la comparaison des muscles de tortue (muscle lent) et de grenouille (muscle rapide) établie par KATZ (1939) confirmée ultérieurement par WOLEDGE (1968) montre que la relation force-vitesse du muscle lent est plus incurvée que celle du muscle rapide. Plus récemment, LUFF (1975) confirme ces résultats sur des muscles lents et rapides de mammifères. Il apparaît de plus que les valeurs de  $a/F_0$  sont plus élevées pour les muscles rapides que pour les muscles lents. WOLEDGE (1968) montre de plus que le rendement énergétique est plus élevé chez le muscle de tortue que chez le muscle de grenouille et que ce résultat est à mettre en relation avec l'incurvation plus accentuée de la relation force-vitesse du muscle de tortue.

La relation force-vitesse de l'extenseur équivalent est plus incurvée que celle du fléchisseur équivalent. Les valeurs du rapport  $a/F_0$  de l'extenseur équivalent sont plus faibles que celles du fléchisseur équivalent. Par conséquent, l'extenseur équivalent est un muscle plus lent que le fléchisseur équivalent.

Ainsi, la conclusion est identique à celle à laquelle on aboutit à propos de la compliance série des deux muscles équivalents.

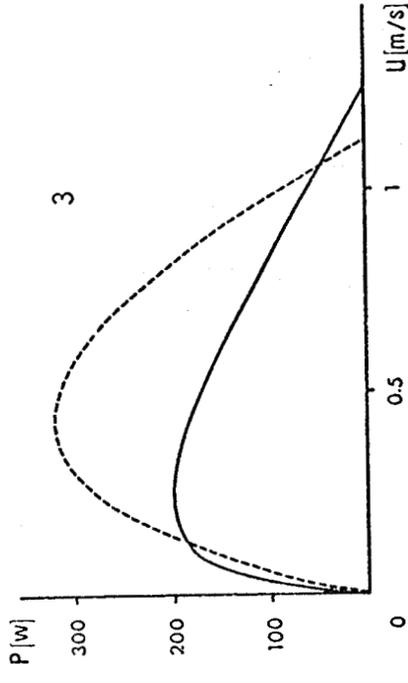
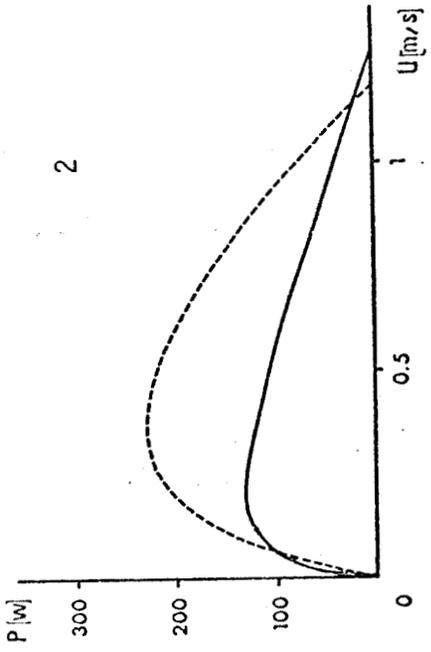
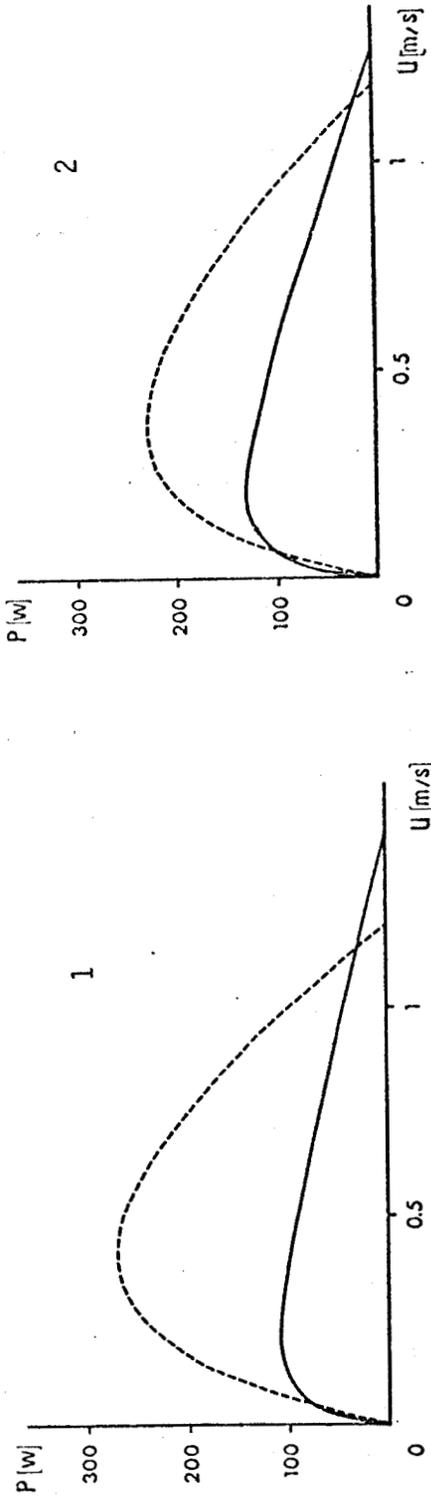


Figure 26

Relations puissance-vitesse instantanées du triceps et du fléchisseur équivalent de 3 sujets.

- 1 : sujet F.B.
- 2 : sujet F.G.
- 3 : sujet F.L.



c) comparaison des relations puissance-vitesse instantanées du fléchisseur et de l'extenseur équivalents

La figure 26 regroupe les relations puissance-vitesse instantanées de trois sujets obtenues sur le triceps et le fléchisseur équivalent.

La valeur maximum de la puissance fournie au cours du mouvement maximal par les fléchisseurs est nettement supérieure à celle fournie par l'extenseur équivalent. En outre, la puissance maximum de l'extenseur équivalent est atteinte pour des valeurs de vitesse de raccourcissement plus faibles que celle du fléchisseur équivalent. Ces résultats sont évidemment la conséquence directe du fait que l'incurvation de la relation force-vitesse est plus prononcée pour le triceps que pour le fléchisseur équivalent.

d) conséquences sur l'optimisation des mouvements isolés

*$\alpha$  - contraction maximale :*

Considérant le muscle en tant que moteur, on peut définir d'une part un régime (ici une vitesse) pour lequel le rendement énergétique est maximum et d'autre part un régime pour lequel la puissance disponible est maximum. Les deux régimes ne coïncident pas nécessairement.

Dans le premier cas, il s'agit, pour le muscle, d'une vitesse "économique" ( $u_{\text{éco}}$ ) ; dans le deuxième cas, il s'agit d'une vitesse "optimale de puissance" ( $u_{\text{opt}}$ ).

D'après HILL (1950 b), la vitesse économique de raccourcissement, mesurée sur le muscle isolé, est égale à  $0.2 u_0$ .

Pour chaque muscle équivalent et pour chaque sujet on a donc calculé la vitesse économique. Dans les conditions présentes, il y correspond une force, déterminée par la relation force-vitesse, qu'on appellera force "économique" ( $F_{\text{éco}}$ ).

FLECHISSEUR EQUIVALENT							
	$u_{\bar{e}co}$	$u_{opt}$	$u_{opt}/u_0$	$F_{\bar{e}co}$	$F_{opt}$	$F_{\bar{e}co}/F_0$	$F_{opt}/F_0$
F.B.	0.24	0.42	0.35	1010	645	0.53	0.33
F.G.	0.25	0.38	0.31	860	580	0.41	0.28
F.L.	0.23	0.42	0.37	1160	760	0.60	0.39
EXTENSEUR EQUIVALENT							
F.B.	0.29	0.20	0.14	390	560	0.11	0.16
F.G.	0.25	0.20	0.16	540	660	0.14	0.17
F.L.	0.25	0.24	0.19	820	860	0.18	0.19

Tableau 7

Tableau des vitesses économiques et optimales, forces économiques et optimales et de leurs rapports à  $u_0$  et  $F_0$  pour le fléchisseur et l'extenseur équivalents (3 sujets).

- $u_{\bar{e}co}$  : vitesse économique où le rendement est maximum ; égale à 0.240 par définition  
 $u_{opt}$  : vitesse optimale où la puissance dissipée par le muscle  
 $F_{\bar{e}co}$  : force correspondant à la vitesse économique sur la courbe force-vitesse  
 $F_{opt}$  : force correspondant à la vitesse optimale  
 $u_0$  : vitesse de raccourcissement sous charge nulle  
 $F_0$  : force développée sous vitesse nulle.



La vitesse optimale de puissance est déterminée sur les courbes puissance-vitesse des deux muscles équivalents pour chaque sujet. Dans chaque cas, elle est rapportée à la vitesse maximale de raccourcissement sous charge nulle ( $u_0$ ). Comme précédemment, il y correspond une force qu'on appellera force "optimale". Les forces "économiques" et "optimales" sont rapportées à la force isométrique maximale ( $F_0$ ).

L'ensemble de ces différentes valeurs figure sur le tableau 7.

En ce qui concerne l'extenseur équivalent,  $u_{\text{éco}}$  n'est que très légèrement supérieure à  $u_{\text{opt}}$ . Cela signifie que la vitesse pour laquelle le rendement est maximum et celle pour laquelle le muscle dispose du maximum de puissance sont pratiquement confondues. D'un point de vue purement mécanique, ces caractéristiques sont celles d'un excellent moteur.

Notons, par ailleurs, que ces deux vitesses sont nettement distinctes dans le cas du fléchisseur équivalent.

Le rapport  $u_{\text{opt}}/u_0$  de l'extenseur équivalent n'est environ que la moitié de celui du muscle isolé et du fléchisseur équivalent, lequel se situe aux environs de 0.3 (HILL, 1950 b).

$F_{\text{opt}}$  du fléchisseur équivalent est du même ordre de grandeur que celle de l'extenseur équivalent. Par contre,  $F_{\text{éco}}$  du fléchisseur est très sensiblement supérieure à celle de l'extenseur.

Le rapport  $F_{\text{opt}}/F_0$  de l'extenseur est à peine supérieur à la moitié de celui du muscle isolé et du fléchisseur estimée à 0.3 (HILL, 1950 b).

Le rapport  $F_{\text{éco}}/F_0$  de l'extenseur est très nettement inférieur à celui du fléchisseur et du muscle isolé soit 0.5 (HILL, 1950 b).

Les raisons des performances différentes du fléchisseur et de l'extenseur équivalent sont vraisemblablement à rechercher dans

le fait que le fléchisseur semble être un muscle plus rapide que l'extenseur. Ce fait a en effet des conséquences sur les performances des muscles comme l'a montré WOLEDGE (1968).

$\beta$  - contraction sous-maximale :

On considère présentement des conditions sous maximales où le niveau d'excitation des muscles est constant.

A partir du schéma proposé par HILL (1940), il est aisé de montrer comme l'a fait GOUBEL (1974) que la diminution du niveau d'excitation n'intervient que sur les termes  $F$ ,  $a$  et  $c$  de la relation force-vitesse hyperbolique. Ainsi, par exemple, pour un niveau d'excitation moitié du maximum,  $F_0$ ,  $F$ ,  $a$  et  $c$  sont divisés par deux.

Au niveau du muscle, la vitesse "économique" reste la même que lors des contractions maximales isotoniques. Par contre, la force correspondante est diminuée de moitié.

Par ailleurs, il est intéressant de voir ce qu'il advient de  $u_{opt}$  et  $F_{opt}$  lorsque le niveau d'excitation diminue. Calculons d'abord l'expression qui lie la puissance instantanée à la vitesse de raccourcissement. Partant de l'équation de la relation force-vitesse :

$$(F + a)(u + b) = c \quad (24)$$

on écrit :

$$F = \frac{c}{u + b} - a \quad (25)$$

on multiplie les deux membres de (25) par  $u$ , il vient :

$$Fu = \frac{cu}{u + b} - au \quad (34)$$

$Fu$  est l'expression de la puissance  $P$ , il vient après réarrangement :

$$P = \frac{-au^2 + (c - ab)a}{u + b} \quad (35)$$

Le maximum de puissance est atteint lorsque la dérivée de la puissance par rapport à la vitesse s'annule, soit :

$$\frac{dP}{du} = \frac{(-2au + c - ab)(u + b) - au^2 + (c - ab)u}{(u + b)^2} \quad (36)$$

En développant le numérateur du second membre et en réarrangeant, il vient :

$$\frac{dP}{du} = \frac{-au^2 - 2abu + b(c - ab)}{(u + b)^2} \quad (37)$$

La puissance est maximum pour :

$$\frac{dP}{du} = 0 \quad \text{soit : } -au^2 - 2abu + b(c - ab) = 0 \quad (38)$$

La puissance est maximum pour une vitesse de raccourcissement égale à :

$$u = \frac{2ab \pm \sqrt{4a^2b^2 + 4ab(c - ab)}}{2a} \quad (39)$$

ou encore :

$$u = \frac{ab \pm \sqrt{abc}}{a} \quad (40)$$

Cette expression de  $u$  est valable pour un niveau d'excitation maximum. Pour des niveaux sous-maximaux  $a$  devient  $a/n$  et  $c$  devient  $c/n$  où  $n > 1$ .

L'expression de  $u$  devient :

$$u = \frac{\frac{ab}{n} \pm \sqrt{\frac{a}{n} b \frac{c}{n}}}{\frac{a}{n}} \quad (41)$$

$$u = \frac{\frac{ab}{n} \pm \sqrt{\frac{abc}{n^2}}}{\frac{a}{n}} \quad (42)$$

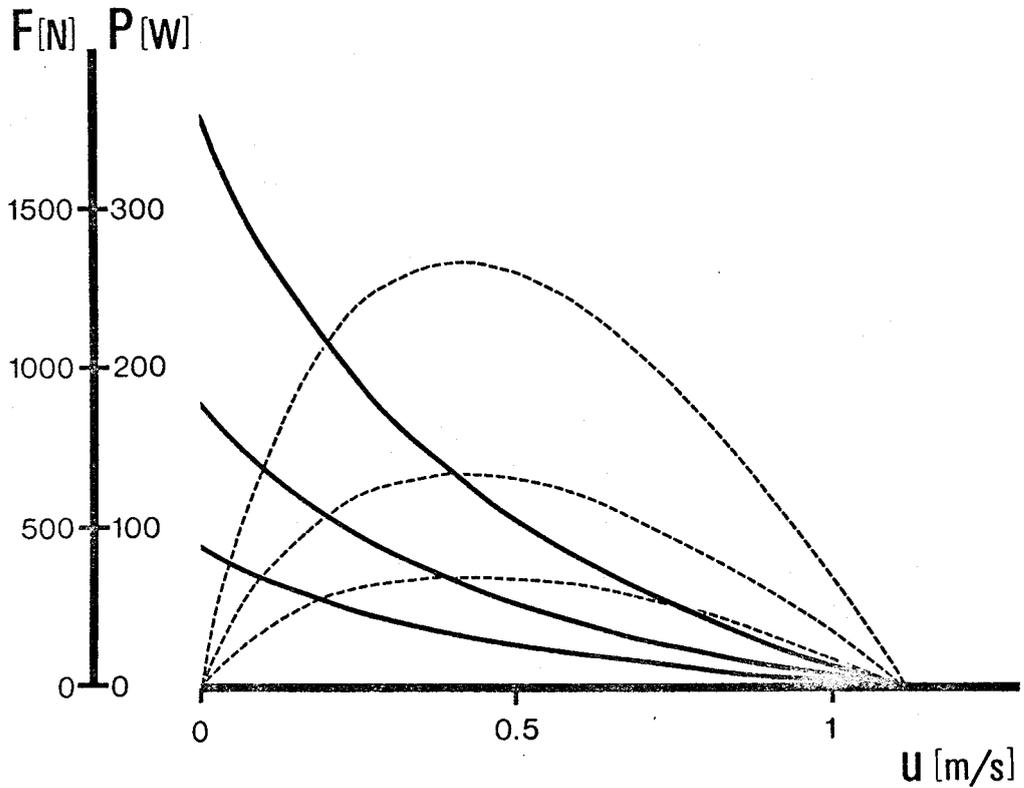


Figure 27

Relations force-vitesse et puissance-vitesse instantanées du fléchisseur équivalent pour des niveaux d'excitation maximal et sous-maximaux (moitié et quart du niveau maximal)

(sujet F.B.)

En trait plein : relations  $F - u$

En trait pointillé : relation  $P - u$

$F$  est exprimée en Newtons (N) et  $P$  en Watts (W).



$$u = \frac{ab \pm \sqrt{abc}}{a} \quad (43)$$

L'expression (43) est identique à l'expression (40).

Il apparaît ainsi que la valeur de la vitesse "optimale" de puissance n'est pas modifiée lorsque le niveau d'excitation est sous-maximal. Seule la force optimale est affectée d'un facteur correspondant au rapport des niveaux d'excitation maximaux et sous-maximaux ainsi que l'illustre la figure 27. Cette figure permet en outre de mettre en évidence que plus le niveau d'excitation diminue, plus la courbe puissance-vitesse tend à s'aplatir. Ainsi, plus le niveau d'excitation diminue, moins les conditions de vitesse pour lesquelles la puissance est maximum deviennent critiques.

En d'autres termes, plus les mouvements seront sous-maximaux et moins les conditions optimales seront strictes. La grandeur de la plage des vitesses optimales dépendra toutefois de la tolérance de variation de la puissance. On rappelle enfin que ces conclusions ne sont valables que pour des niveaux d'excitation constants.

## V - CONCLUSION

1 - L'établissement de la géométrie musculo-squelettique du triceps a permis de définir :

- la relation bras de levier-angle du coude, le triceps étant considéré comme extenseur équivalent,
- la variation de longueur de l'extenseur équivalent lorsque l'angle du coude varie,
- la vitesse de raccourcissement ainsi que la force développée lors d'un mouvement d'extension par l'extenseur équivalent.

2 - Ces données de base ont alors permis de déterminer les propriétés de la composante élastique série de l'extenseur équivalent en établissant la relation qui lie la compliance à la force au cours d'expériences de quick-release.

La validité de cette relation a été discutée et les relations compliance-force de l'extenseur équivalent et du fléchisseur équivalent ont été comparées.

Les équations qui lient l'énergie potentielle élastique stockée et la force ont été établies pour chacun des deux muscles équivalents considérés.

Du point de vue de l'optimisation des mouvements isolés sous-maximaux, il apparaît qu'il est préférable d'opposer des inerties relativement élevées au mouvement, afin d'augmenter l'énergie potentielle élastique stockée au cours de la phase de croissance de la force.

3 - Les propriétés du générateur de force de l'extenseur équivalent ont été établies au cours de mouvements maximaux d'extension contre différentes inerties. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse instantanées ont été établies et leur validité discutée.

Ces relations ont été comparées à celles du fléchisseur équivalent.

Des conséquences pour l'optimisation de mouvements isolés maximaux et sous-maximaux ont été tirées en définissant d'une part des vitesses et des forces économiques et d'autre part des vitesses et des forces optimales de puissance. Comme résultat annexe, il ressort des comparaisons des propriétés des composantes élastique et contractile du fléchisseur équivalent et de l'extenseur équivalent que ce dernier est un muscle plus lent que le fléchisseur équivalent.

La réunion des conditions optimales résultant de l'étude de la composante élastique série et de celle du générateur de force doit permettre de définir des conditions optimales d'exécution de mouvements isolés sous-maximaux.

Pour stocker une quantité non négligeable d'énergie potentielle élastique, il faut opposer des inerties relativement élevées. Cependant, plus l'inertie est élevée, plus la vitesse de raccourcissement de la composante contractile est faible. De ce fait, elle s'écarte de la vitesse optimale de puissance et de la vitesse économique.

Les conditions optimales d'exécution des mouvements isolés sous-maximaux résultent donc d'un compromis entre ces deux exigences contradictoires. Toutefois, le compromis ne sera pas très critique.

Compte tenu de l'étude des propriétés mécaniques des fléchisseurs et des extenseurs qui vient d'être réalisée, il apparaît que sur le plan de l'optimisation, les propriétés mécaniques sont déterminantes quant à la vitesse d'exécution des mouvements maximaux.

Pour ce qui est des mouvements sous-maximaux, les propriétés interviennent de façon beaucoup moins critique. Par ailleurs, ces propriétés ne permettent pas de définir des conditions optimales d'exécution de mouvements de va-et-vient. C'est sur d'autres critères qu'il faudra se baser pour définir des conditions optimales. Ces critères peuvent se situer soit au niveau de la commande nerveuse sur le plan neurophysiologique, soit au niveau purement mécanique. C'est ce qu'on se propose d'étudier dans les chapitres suivants.

CHAPITRE III

## CRITERES ELECTROMYOGRAPHIQUES D'OPTIMALITE DU MOUVEMENT

<u>I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u>	118
1 - Expérimentations I et II	119
a - mouvements de va-et-vient	
b - mouvements isolés	
2 - Expérimentation III	122
<u>II - RESULTATS</u>	123
1 - Description des mouvements	123
a - mouvements isolés	
b - mouvements de va-et-vient	
$\alpha$ - plan de coopération musculaire	
$\beta$ - évolution des activités musculaires en fonction de la cadence	
$\gamma$ - évolution des activités musculaires en fonction de l'inertie	
2 - Contrôle de l'exécution des mouvements	129
a - mouvements isolés	
b - mouvements de va-et-vient	
$\alpha$ - décalage entre le top sonore et la fin du mouvement	
$\beta$ - décalage angulaire entre le repère visuel et la fin du mouvement	
$\gamma$ - maximum de vitesse angulaire	
3 - Silence électrique commun absolu	135
a - mouvements isolés	
$\alpha$ - comparaison entre le SEC B-T et le SEC T-B	
$\beta$ - effet de la vitesse sur le SEC	
$\gamma$ - effet de l'inertie sur le SEC	
b - mouvements de va-et-vient	
$\alpha$ - comparaison entre le SEC B-T et le SEC T-B	
$\beta$ - effet de la fréquence du mouvement sur le SEC	
$\gamma$ - effet de l'inertie sur le SEC	

4 - Silence électrique commun relatif	140
a - mouvements isolés	
α - effet de la vitesse du mouvement sur le SEC relatif	
β - effet de l'inertie sur le SEC relatif	
b - mouvements de va-et-vient	
5 - Rendement électromyographique	146
a - mouvements isolés	
α - calcul du rendement électromyographique	
β - effet de la vitesse du mouvement sur le rendement	
γ - effet de l'inertie sur le rendement	
b - mouvements de va-et-vient	
α - calcul du rendement électromyographique	
β - effet de la fréquence sur le rendement	
γ - effet de l'inertie sur le rendement	
6 - Comparaison électromyographique des mouvements isolés et de va-et-vient	152
a - établissement des relations $Q = f(W)$	
α - mouvements de va-et-vient	
β - mouvements isolés	
b - allure des relations $Q = f(W)$	
c - comparaison des EMG intégrés des mouvements isolés et de va-et-vient	
d - relations EMG intégré-travail négatif dans les mouvements isolés et de va-et-vient	
α - mouvements isolés	
β - mouvements de va-et-vient	
γ - allure des relations $Q = f(W)$	
δ - EMG intégré et travail négatif effectué au cours des mouvements isolés et de va-et-vient	
e - relations EMG intégré-travail positif dans les mouvements isolés et de va-et-vient	
α - mouvements isolés	
β - mouvements de va-et-vient	
γ - allure des relations $Q = f(W)$	
δ - EMG intégré et travail positif effectué au cours des mouvements isolés et de va-et-vient	

### III - DISCUSSION

162

#### 1 - Silence électrique commun

163

- a - détermination du SEC
- b - SEC et muscles agonistes
- c - conditions optimales d'exécution des mouvements de va-et-vient

2 - Rendement électromyographique	168
a - conditions économiques	
b - relation $Q = f(W)$	
c - comparaison des mouvements isolés et de va-et-vient	
α - travail négatif	
β - travail positif	
3 - Comparaison des résultats obtenus à l'aide des deux critères d'optimalité	174

IV - <u>CONCLUSION</u>	175
------------------------	-----

Après avoir étudié le sous-système musculaire et défini certaines de ses conditions optimales de fonctionnement, on examine le sous-système musculo-ostéo-articulaire impliqué dans les mouvements volontaires sous maximaux dont les conditions d'exécution sont variées. Certaines de ces conditions peuvent être optimales à plusieurs titres. Parmi ceux-ci, on retiendra ceux qui sont en rapport avec l'EMG de surface du biceps et du triceps.

Deux critères d'optimalité sont définis. L'un repose sur la durée commune d'inactivité des muscles antagonistes ou Silence Electrique Commun (SEC), l'autre repose sur l'aspect énergétique de l'EMG, il s'agira alors du rendement électromyographique.

#### - Silence Electrique Commun (SEC)

La définition de ce critère d'optimalité a été fortement influencée par les études de WAGNER (1925 a, b) et de WACHHOLDER et ALTENBURGER sur le mouvement volontaire et plus particulièrement sur les mouvements de va-et-vient (1926 b) et sur les mouvements isolés (1926 a).

Au cours de l'étude des mouvements de va-et-vient exécutés à différentes fréquences, WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b) définissent un "rythme d'élasticité" pour lequel les forces passives, à savoir les forces d'inerties et d'élasticité, sont, selon eux, entièrement utilisées pour l'exécution des mouvements. Ce rythme correspond d'ailleurs à peu près au rythme des oscillations entretenues par le sujet à la suite d'une percussion du segment de membre déterminé par PFAHL (1925). Celui-ci avait dénommé cette cadence "rythme d'élasticité" parce qu'il pensait que le mouvement y était essentiellement déterminé par les forces d'élasticité. Pour ces auteurs, le "rythme d'élasticité" est considéré comme optimal, il est atteint lorsque l'EMG commence

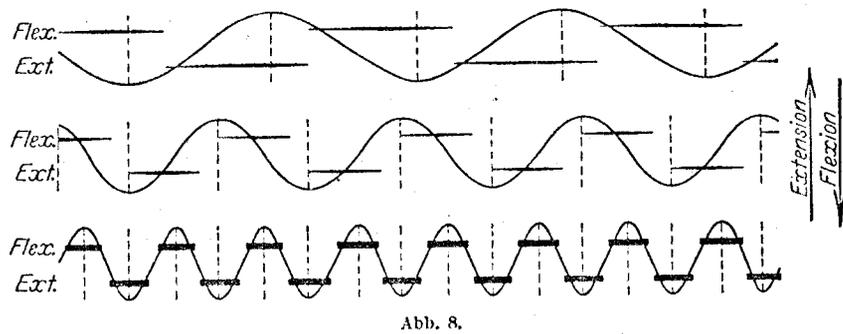


Figure 28

Electromyogrammes du biceps et du triceps et déplacement angulaire au cours de mouvements de va-et-vient effectués à trois cadences différentes.

(d'après WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 b)

exactement au début du mouvement et se termine avant la fin du mouvement (v. *figure 28*). WACHHOLDER (1934) note qu'à ce rythme d'élasticité correspond le "silence électrique commun" le plus long (v. *figure 28*). Pour des rythmes supérieurs ou inférieurs, le SEC serait plus faible. La relation entre le SEC et la fréquence des mouvements de va-et-vient se présenterait donc sous la forme d'une courbe à maximum, le maximum définissant les conditions optimales. Cependant les conditions d'exécution des mouvements n'étaient pas nettement définies. En particulier, les consignes d'amplitude et de vitesse sont relativement peu précises. On a repris l'étude des mouvements de va-et-vient en imposant l'amplitude de l'excursion angulaire et différentes fréquences de mouvements.

On étudiera ainsi l'influence non seulement de la fréquence des mouvements mais également celle de l'inertie sur le SEC, dont, a priori, on distinguera le SEC entre les activités du biceps et du triceps (SEC B-T), survenant au cours de la flexion, du SEC entre les activités du triceps et du biceps (SEC T-B), survenant au cours de l'extension.

On sait que le SEC existe également lors des mouvements isolés et qu'il varie en fonction de la vitesse et de l'inertie. Partant du même principe que pour les mouvements de va-et-vient, si le SEC passe par un maximum pour une vitesse d'exécution donnée, on aura ainsi défini une vitesse optimale. On cherchera à savoir si cette vitesse optimale est sensible à l'inertie.

Le critère SEC maximum semble toutefois ne prendre en compte que les facteurs séquentiels de l'excitation du biceps et du triceps. La durée des mouvements, qu'il s'agisse de mouvements isolés ou de va-et-vient, étant variable, il apparaît souhaitable de "normaliser" le SEC en le rapportant à la durée du mouvement : on définit ainsi le SEC relatif. On étudiera donc :

- l'évolution du SEC absolu en fonction d'une part de la vitesse et de l'inertie au cours des mouvements isolés de flexion et

d'extension et d'autre part de la fréquence et de l'inertie pour les mouvements de va-et-vient ;

- l'évolution du SEC relatif dans les mêmes conditions.

S'il est possible de définir des conditions optimales pour les mouvements de va-et-vient et les mouvements isolés, on les comparera.

- Rendement électromyographique

Dans les machines thermiques, seule une fraction de l'énergie (E) fournie par le combustible est transformée en travail (W). On définit ainsi un rendement (R), dont l'expression est :

$$R = \frac{W}{E} \quad (44)$$

Le rendement n'est pas fixe mais passe par un maximum qui dépend de plusieurs conditions de fonctionnement des machines et en particulier de la différence des températures entre la source chaude et la source froide comme l'exprime le théorème de CARNOT.

A l'instar des machines thermiques, dans le muscle strié squelettique seule une partie de l'énergie consommée est transformée en travail. On peut donc définir un rendement pour autant que l'on connaisse les deux termes du rapport qui exprime le rendement.

Le travail peut se calculer, plus ou moins aisément, à l'aide de différents dispositifs mécaniques tels que la bicyclette ergométrique dans le cas de mouvements chez l'homme.

L'énergie consommée n'est pratiquement pas mesurable directement. Cependant, on peut affirmer que l'énergie consommée est proportionnelle à l'oxygène consommé par l'organisme (DEJOURS,

1970). Cette consommation d'oxygène peut être mesurée, chez l'homme, à l'aide de techniques spirométriques.

Ces mesures se font généralement en régime stable qui survient après une phase d'installation.

Les études sur bicyclette ergométrique permettent d'envisager, entre autres, les effets de la longueur des manivelles, de la hauteur de la selle, de la fréquence de pédalage (ASMUSSEN, 1953). Lors du balayage de fréquence, il est possible de montrer que le rendement passe par un maximum, définissant ainsi une cadence "économique". Ces techniques sont applicables sans difficultés majeures et permettent de distinguer les effets propres de chaque source de variation car le niveau énergétique et ses variations sont relativement importantes.

Le problème se complique lorsqu'on s'intéresse au travail local. En effet, les variations du niveau énergétique ne sont alors guère plus importantes que les variations spontanées du niveau de référence (PERTUZON, 1964), encore que ces difficultés semblent avoir été surmontées par BOUISSET et coll. (1964). De plus, lorsqu'on effectue une mesure de consommation d'oxygène, on mesure la dépense globale des différents organes en activité (les muscles agonistes, antagonistes, posturaux, le coeur, l'appareil thoraco-pulmonaire, ...). Si on veut connaître les répercussions des variations de condition d'exécution des mouvements au seul niveau des muscles directement impliqués, il faut supposer que les autres organes continuent de consommer la même quantité d'oxygène. Cette supposition est d'autant moins vérifiée que la gamme des niveaux métaboliques explorés est plus importante. Il est donc nécessaire de chercher un autre indice qui soit en étroite corrélation avec la consommation d'oxygène au niveau même des muscles concernés. Pour y parvenir, on conduit le raisonnement suivant. Le travail du muscle provient de la contraction des unités

motrices dont la mise en action se traduit par des potentiels d'action. Ces derniers peuvent être recueillis au niveau de la peau, qui recouvre les muscles, sous la forme d'électromyogrammes de surface (EMG). Cet EMG contient des informations concernant le nombre et la fréquence d'activité des unités motrices. Si on suppose que la contraction d'une unité motrice consomme un quantum d'énergie, la valeur intégrée de l'EMG doit être proportionnel à la quantité d'énergie consommée par le muscle et l'EMG intégré (Q) serait proportionnel à la consommation d'oxygène. Par conséquent, le rapport  $W/Q$  a la même signification que le rendement au sens énergétique du terme, on le nommera "rendement électromyographique".

On tentera de mesurer le rendement électromyographique :

- de l'ensemble des muscles lors des mouvements isolés et de va-et-vient. Ceci doit permettre d'une part de savoir s'il existe des conditions économiques dans chacun des deux types de mouvements et d'autre part de comparer les rendements des deux types de mouvements.

- du biceps et du triceps afin de comparer leurs rendements.

## I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE

Deux expérimentations dont le protocole est identique ont été effectuées à 6 mois d'intervalle avec les mêmes sujets. La deuxième expérimentation a permis de préciser certains points restés obscurs à la suite de la première expérimentation. Dans la suite de l'exposé il ne sera pas précisé l'origine expérimentale des résultats puisque les conditions sont identiques. Une troisième expérimentation a été entreprise pour comparer les EMG intégrés du biceps, du brachioradialis et du triceps au cours de mouvements isolés et de va-et-vient.

L'étude porte sur des mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras droit. Il s'agit de mouvements soit isolés soit de va-et-vient. Leur amplitude est limitée à 30° de part et d'autre de la position d'équilibre de l'articulation, soit 75° par rapport à l'extension complète (PERTUZON et LESTIENNE, 1973). Les arrêts en fin d'excursion angulaire sont volontaires.

La rotation du goniomètre asservit le déplacement du spot d'un oscilloscope placé face au sujet, à un mètre environ des yeux.

Les conditions de posture et de limitation des mouvements sont telles que les sujets sont rapidement capables, après quelques essais, d'exécuter correctement les mouvements imposés.

Les critères de précision de limitation des mouvements sont présentés comme non impératifs. On sait, en effet, que la rapidité de l'apprentissage d'une tâche est fonction de la précision qui est demandée (POULTON, 1964). Par ailleurs, l'attention des sujets était attirée sur le fait que les mouvements devaient avoir un caractère régulier et non raidi comme le préconisaient WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b).

## 1 - Expérimentations I et II

### a) mouvements de va-et-vient

La fréquence des mouvements est imposée par un métronome électronique. Le sujet doit faire coïncider le spot de l'oscilloscope avec le repère de fin de mouvement tracé sur l'écran, au moment où survient le top sonore.

Quatre sujets ont été examinés deux fois chacun à deux jours d'intervalle. Cinq inerties additionnelles ( $I_0$ ,  $I_3$ ,  $I_5$ ,  $I_7$  et  $I_{10}$ ) et sept cadences imposées ont été étudiées suivant le plan

	Inerties	Cadences (mouvements/mn.) Hz				
1° examen	I <sub>0</sub>	105 1.75	75 1.25	45 0.75	60 1	90 1.50
	I <sub>5</sub>	90 1.50	45 0.75	75 1.25	30 0.5	60 1
	I <sub>3</sub>	30 0.50	75 1.25	60 1	90 1.50	45 0.75
2° examen	I <sub>5</sub>	60 1	30 0.50	75 1.25	45 0.75	90 1.50
	I <sub>10</sub>	45 0.75	60 1	15 0.25	30 0.50	75 1.25
	I <sub>7</sub>	60 1	30 0.50	75 1.25	15 0.25	45 0.75

Tableau 8

Ordre de passage des inerties et des cadences (exprimées en mouvements par minute et en Hertz)



exposé dans le tableau 8 . Le changement d'inertie est effectué à la fin de l'examen de chaque série de cadences.

Un mouvement est constitué par un aller et un retour.

Toutes les cadences ne sont pas systématiquement imposées pour chaque inertie. Ainsi, 15 et 30 mouvements par minute ne sont pas imposées pour  $I_0$ , de même que 90 et 105 mouvements par minute ne sont pas imposées pour  $I_{10}$  car les sujets sont incapables d'exécuter les mouvements de façon correcte et en particulier en respectant l'angulation complète.

Les sujets effectuent environ 20 mouvements par item inertie-cadence. Un repos minimum de trois minutes est ménagé entre chaque série de mouvements. Par rapport à la durée maximale d'une série de mouvements, soit 30 secondes, ce temps de repos est suffisant pour éviter l'apparition de la fatigue dont on connaît les effets sur l'EMG (SCHERRER et MONOD, 1960).

#### b) mouvements isolés

A la fin des mouvements de va-et-vient, le sujet exécute des mouvements isolés de flexion et d'extension. Les arrêts en fin de mouvements sont volontaires. L'excursion angulaire est identique à celle des mouvements de va-et-vient, soit 30 degrés de part et d'autre de la position d'équilibre de l'articulation. Pour chaque inertie, le sujet exécute un mouvement de flexion puis un mouvement d'extension à vitesse spontanée, puis plus rapide et enfin plus lente sur les indications de l'expérimentateur. Cette façon de procéder a pour objet l'obtention d'une gamme de travaux comprise entre zéro et dix joules environ. Un repos de trente secondes environ est ménagé entre chaque mouvement.

## 2 - Expérimentation III

Cette expérimentation ne diffère pas fondamentalement des précédentes.

Trois sujets (dont deux ayant participé aux expérimentations précédentes) n'ont été examinés qu'une seule fois chacun. Trois inerties ( $I_0$ ,  $I_5$  et  $I_{10}$ ), sept cadences imposées (30, 45, 60, 75, 90 et 105 mouvements par minute) et la cadence maximale ont été étudiées suivant le plan ci-dessous. Le changement d'inertie est effectué à la fin de l'examen de chaque série de cadences.

<i>Inerties</i>	<i>Cadences (mvt/mn)</i>							
$I_0$	75	45	90	15	60	105	30	Max
$I_{10}$	90	60	15	75	45	30	-	Max
$I_5$	90	45	75	30	60	15	105	Max

Les mouvements à cadence maximale sont effectués sans métronome mais en respectant le mieux possible l'angulation. Les mouvements isolés sont effectués selon le même protocole que dans les expérimentations I et II. L'intégration des EMG digitalisés du biceps, du brachioradialis et du triceps a été réalisée suivant la technique exposée au chapitre I.

Au cours de ces différents mouvements, on a mesuré :

- la valeur du maximum de vitesse angulaire ( $\max \theta'$ ) lors des mouvements isolés ou sa moyenne établie en flexion et en extension lors des mouvements de va-et-vient.

- le travail fourni ( $W$ ) (exprimé en joules), dont on sait qu'il est égal à la moitié du produit du moment d'inertie et du carré du maximum de vitesse angulaire atteinte au cours du mouvement.

- les EMG intégrés ( $Q$ ) (exprimés en pips) du biceps et du triceps. Dans le cas des mouvements de va-et-vient, on a sommé séparément les pips du biceps et du triceps tout au long de chaque série de mouvements, puis rapporté ces valeurs au mouvement unitaire pour chaque item inertie-cadence.

- le silence électrique commun (SEC) (exprimé en millisecondes) du biceps et du triceps. On a distingué le SEC existant entre la fin d'activité du biceps et le début d'activité du triceps (SEC B-T) du SEC existant entre la fin d'activité du triceps et le début de celle du biceps (SEC T-B). Lorsque la fin d'activité d'un muscle chevauche le début d'activité de l'autre, le recouvrement est compté comme silence négatif et affecté d'un signe moins (-). Dans le cas des mouvements de va-et-vient, on effectue la somme algébrique et la moyenne arithmétique des valeurs ainsi obtenues.

## II - RESULTATS

### 1 - Description des mouvements

#### a) mouvements isolés

La figure 29 reproduit les tracés expérimentaux obtenus au cours d'un mouvement isolé de flexion, contre une inertie élevée ( $I_{10}$ ) effectué à vitesse spontanée.

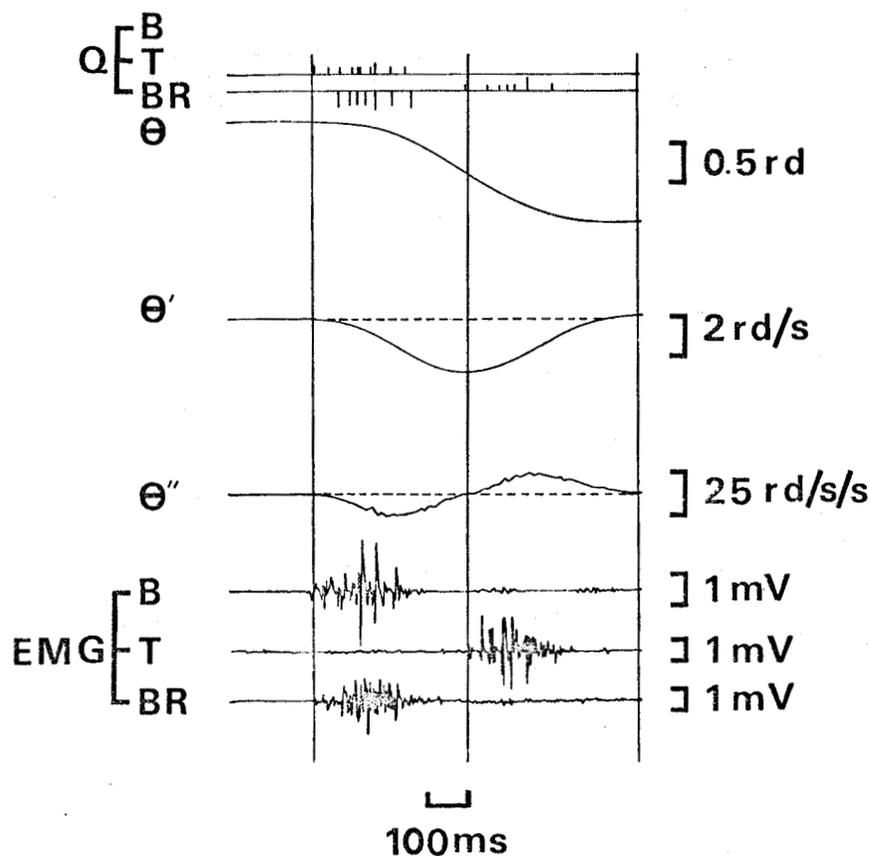


Figure 29

Tracés expérimentaux d'un mouvement isolé de flexion.

De haut en bas :

$Q_B, T, BR$  : EMG intégrés du biceps, triceps et brachioradialis

$\theta$  : déplacement angulaire

$\theta'$  : vitesse angulaire

$\theta''$  : accélération angulaire

EMG-B, T, BR : EMG du biceps, triceps et brachioradialis

Les traits pointillés horizontaux correspondent aux zéros de  $\theta'$  et  $\theta''$ .



Les droites verticales passent par les points où l'accélération angulaire s'annule. Elles partagent le mouvement en deux phases : une phase d'accélération au cours de laquelle le travail est positif et une phase de freinage au cours de laquelle le travail est négatif. L'amplitude crête à crête et la durée des EMG est fonction de l'inertie opposée au mouvement et de la vitesse d'exécution du mouvement. Comme l'avaient déjà constaté WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b), les EMG des muscles antagonistes se recouvrent très rarement. Dans le cas où le mouvement est très lent, il n'apparaît pas d'EMG sur les muscles antagonistes. Le freinage est alors assuré par l'élasticité parallèle de ces muscles et les frictions parasites comme l'a montré LESTIENNE (1974).

#### b) mouvements de va-et-vient

Avant d'étudier l'évolution des synergies musculaires en fonction de la cadence et de l'inertie, il est intéressant d'examiner le plan de coopération musculaire des fléchisseurs et des extenseurs au cours d'un mouvement de va-et-vient contre une inertie.

##### *$\alpha$ - plan de coopération musculaire :*

La figure 30 représente les tracés expérimentaux d'un mouvement de va-et-vient.

- Du point de vue des mécanogrammes, le maximum de  $\theta$  correspond à la fin de l'extension et le minimum à la fin de la flexion.

Une période, dont l'origine est choisie entre l'extension et la flexion se décompose comme suit :

phase 1 : freinage du mouvement d'extension par les fléchisseurs

phase 2 : accélération du mouvement de flexion par les fléchisseurs

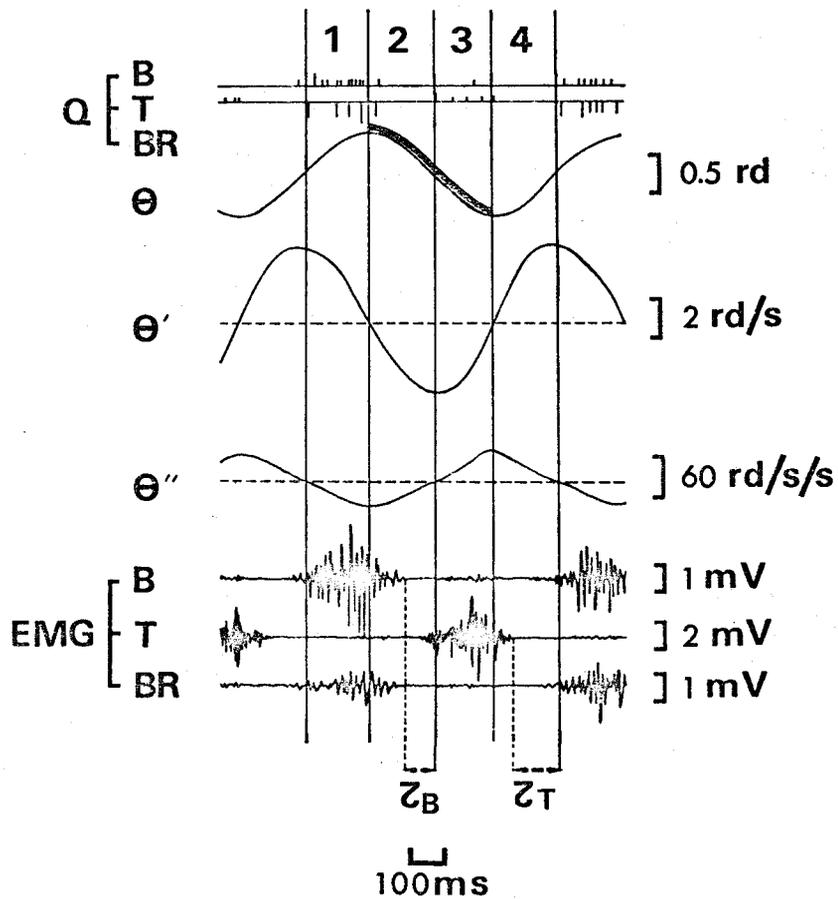


Figure 30

Enregistrement d'un mouvement de va-et-vient.

De haut en bas :

$Q_B, T, BR$  : EMG intégrés du biceps, triceps et brachioradialis

$\theta$  : déplacement angulaire

$\theta'$  : vitesse angulaire

$\theta''$  : accélération angulaire

EMG-B, T, BR : EMG du biceps, triceps et brachioradialis

$\tau_B$  : décalage temporel entre la fin de EMG B et le zéro de  $\theta''$

$\tau_T$  : décalage temporel entre la fin de EMG T et le zéro de  $\theta''$

Les traits pointillés horizontaux correspondent aux zéros de  $\theta'$  et  $\theta''$ . Le trait double du déplacement angulaire correspond à la flexion.



phase 3 : freinage du mouvement de flexion par les extenseurs

phase 4 : accélération du mouvement d'extension par les extenseurs.

Le mouvement de va-et-vient se distingue donc du mouvement isolé par une phase de freinage qui précède toujours la phase accélératrice.

- Du point de vue des électromyogrammes, freinage et accélération correspondent à une même bouffée de potentiels. Cependant, rien ne permet, a priori, de distinguer ces deux phases.

Enfin, les électromyogrammes sont généralement en avance de phase sur les mécanogrammes.

*β - évolution des activités musculaires en fonction de la cadence :*

La figure 31 permet de mettre en évidence l'effet de l'augmentation de la fréquence des mouvements sur les mécanogrammes et les électromyogrammes.

- *Sur les mécanogrammes*, on constate que les tracés de déplacement angulaire ( $\theta$ ) et de vitesse angulaire ( $\theta'$ ) sont toujours très réguliers. L'accélération angulaire ( $\theta''$ ) s'éloigne parfois sensiblement de la sinusoïde. En particulier, la phase de freinage du mouvement de flexion est plus rapide que la phase d'accélération du mouvement d'extension, de telle sorte que le tracé est en forme de "vague".

Du point de vue mécanique, la vitesse angulaire ( $\theta'$ ) est déphasée de  $\pi/2$  par rapport à  $\theta$  ;  $\theta''$  est déphasée de  $\pi/2$  par rapport à  $\theta'$  et donc en opposition de phase par rapport à  $\theta$ . Ceci est bien conforme aux lois de la cinématique.

- *Sur les électromyogrammes*, on remarquera que les amplitudes, crête à crête, pour des cadences comprises entre 15/mn et 60/mn, sont dans un rapport d'amplification qui a été généralement adopté entre la cadence la plus faible et la plus élevée pour les différentes inerties.

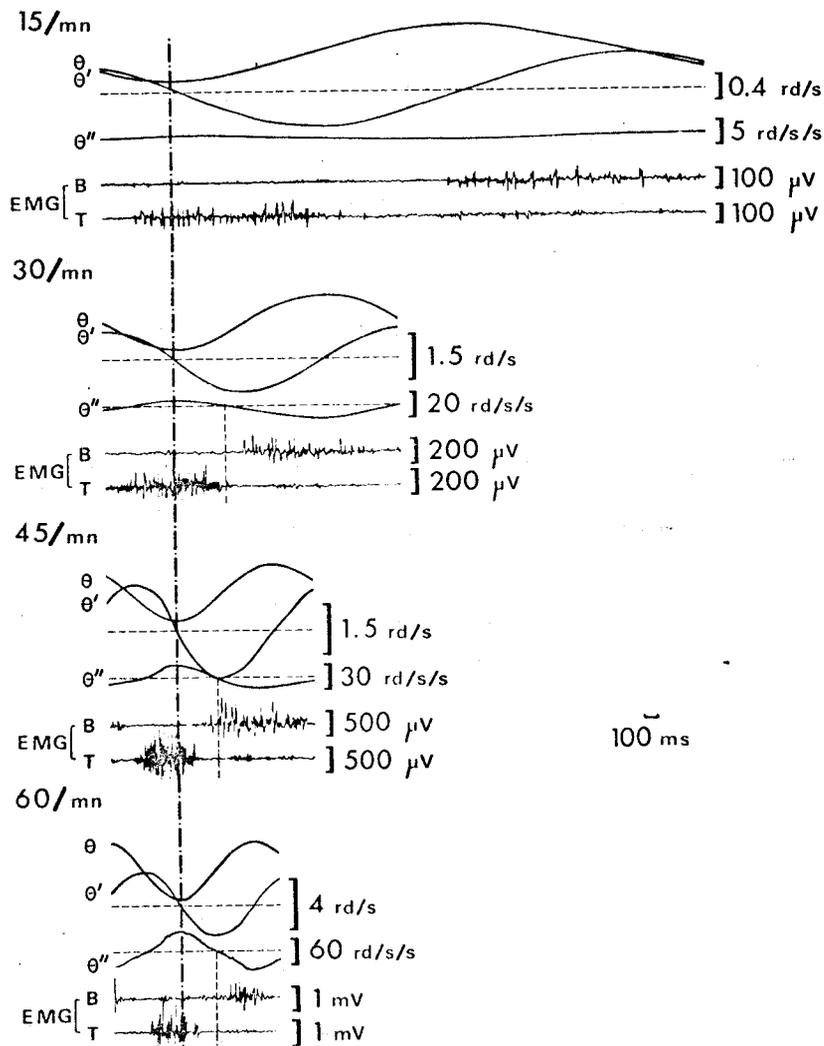


Figure 31

Effet de la cadence sur l'enregistrement d'un mouvement de va-et-vient.  
(sujet E.P., Inertie  $I_7$ )

Les enregistrements présentés correspondent à des cadences croissantes de haut en bas.

- $\theta$  : déplacement angulaire
- $\theta'$  : vitesse angulaire
- $\theta''$  : accélération angulaire
- EMG B : électromyogramme du biceps
- EMG T : électromyogramme du triceps.

Les traits pointillés horizontaux correspondent aux zéros de  $\theta'$  et  $\theta''$ .

Les traits pointillés verticaux situent le milieu de la flexion.  
La ligne trait-point verticale passe par les zéros de  $\theta'$  de chacun des quatre enregistrements.



On constate que pour la cadence de 15/mn, les EMG du biceps et du triceps se présentent sous forme d'impulsions plus ou moins isolées ; celles-ci tendent à se rapprocher les unes des autres si la cadence augmente pour se présenter en une bouffée de potentiels bien groupés.

Afin de faciliter l'examen de l'évolution de la correspondance entre EMG et mécanogrammes, les instants où  $\theta$  s'annule ont été superposés et reliés par une ligne interrompue. On note que, si la cadence augmente, les potentiels ont tendance à se déplacer pour se grouper plus avant l'instant où  $\theta$  s'annule. Pour les cadences supérieures à 15/mn, l'instant où  $\theta$  s'annule a été repéré. La fin de l'EMG et le zéro d'accélération sont en concordance pour 15/mn ; lorsque la cadence augmente, la fin de l'EMG le précède.

*$\gamma$  - évolution des activités musculaires en fonction de l'inertie :*

L'examen de la figure 32 montre que l'amplitude, crête à crête, des potentiels augmente très sensiblement à mesure que l'inertie augmente. Par contre, l'inertie n'a que peu d'effets apparents sur les mécanogrammes et la durée des bouffées d'EMG.

On constate que les tracés du déplacement et de la vitesse angulaires sont très proches de la sinusoïde tandis que la forme "en vague" du tracé de l'accélération angulaire est plus prononcée pour les inerties  $I_0$  et  $I_5$  mais n'est présente qu'à la fin de la flexion, lorsque le triceps freine.

## 2 - Contrôle de l'exécution des mouvements

Bien que les consignes de précision données aux sujets ne soient pas impératives, il est néanmoins nécessaire de connaître la façon dont le mouvement est exécuté et en particulier les erreurs de

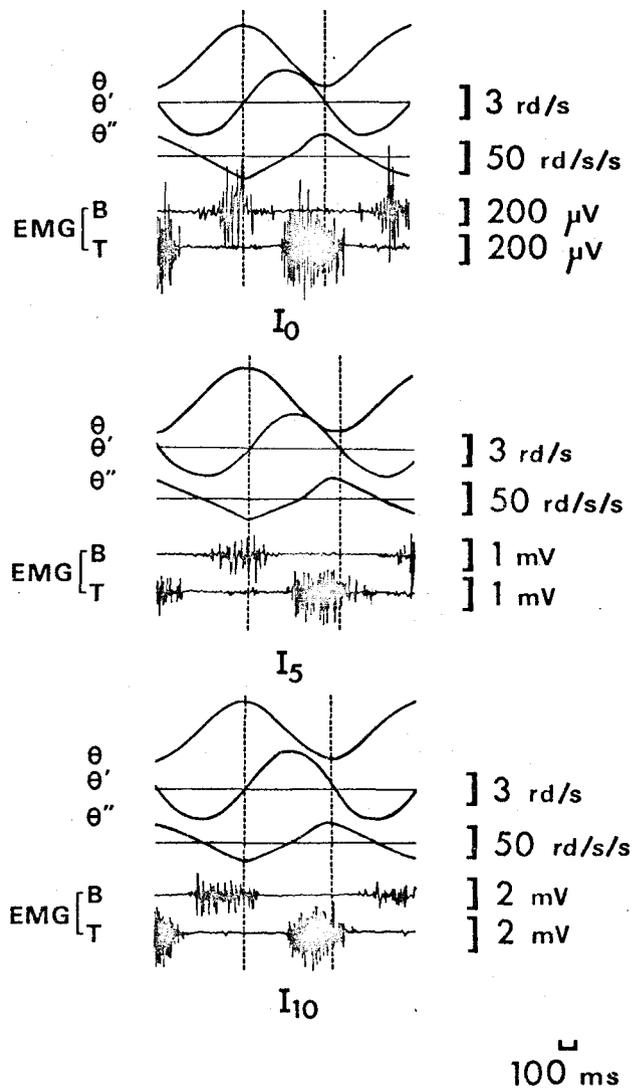


Figure 32

Effet de l'inertie sur l'enregistrement d'un mouvement de va-et-vient.  
(sujet E.P., cadence 60 muts/mn)

Les enregistrements présentés correspondent à des inerties croissantes du haut vers le bas de la figure.  
Les symboles ont la même signification que ceux de la figure précédente.  
Les traits horizontaux correspondent aux zéros de  $\theta'$  et  $\theta''$ .  
La partie comprise entre les traits pointillés verticaux correspond à une flexion.

positions, temporelle et spatiale, par rapport aux repères, sonore et visuel, de fin de mouvement. C'est pourquoi l'écart entre le top sonore et la fin de flexion ( $\Delta t$  FLEX) et de l'extension ( $\Delta t$  EXT) et l'écart par rapport au repère visuel en fin de flexion ( $\Delta a$  FLEX) et en fin d'extension ( $\Delta a$  EXT) ont été mesurés dans les différentes conditions d'exécution des mouvements isolés et de va-et-vient.

Dans les mouvements isolés, seule la précision de l'arrêt par rapport au repère visuel ( $\Delta a$ ) est appréciée.

a) mouvements isolés

Dans les mouvements rapides sans inertie additionnelle ( $I_0$ ), le repère visuel est dépassé au maximum de 6 degrés d'angle, soit 10 p.100 de l'amplitude totale du mouvement.

Dans les autres conditions, l'erreur de position en fin de flexion ou d'extension, en deçà ou au-delà du repère, est inférieure à 5 p.100 de l'amplitude totale du mouvement. La précision de l'arrêt ne semble pas être fonction du sens (flexion ou extension) du mouvement.

L'arrêt en fin de mouvement isolé est donc relativement précis.

b) mouvements de va-et-vient

$\alpha$  - *décalage entre le top sonore et la fin du mouvement :*

Le décalage entre le top sonore et la fin de la flexion est noté  $\Delta t$  FLEX.. Le décalage entre le top sonore et la fin de l'extension est noté  $\Delta t$  EXT.

On trouvera en annexe les tableaux des résultats individuels (tableaux  $A_1$  ,  $A_2$  ,  $A_3$ ).

Dans tous les cas, la fin des mouvements de flexion ou d'extension, repérée sur les tracés de  $\theta$ , est en retard par rapport au top sonore.

Pour un sujet, une inertie et une cadence donnés,  $\Delta t$  FLEX n'est jamais significativement différent de  $\Delta t$  EXT au seuil de .10.

Pour un sujet et une inertie donnés, la différence entre la valeur maximum et la valeur minimum de  $\Delta t$ , obtenues pour différentes cadences de mouvement, est en général significative au seuil de .001. Cependant, l'évolution de  $\Delta t$  semble indépendante de la fréquence.

Les mêmes constatations sont valables pour l'évolution de  $\Delta t$  en fonction de l'inertie pour une même fréquence de mouvement.

Ceci semble indiquer que la variation de  $\Delta t$  est indépendante de l'inertie et de la cadence.

*$\beta$  - décalage angulaire entre le repère visuel et la fin du mouvement :*

Le décalage angulaire entre le repère visuel et la fin de la flexion est noté  $\Delta a$  FLEX. Le décalage angulaire entre le repère visuel et la fin de l'extension est noté  $\Delta a$  EXT.

On trouvera en annexe les résultats individuels de deux sujets (tableaux A<sub>4</sub>, A<sub>5</sub>).

Pour les sujets examinés,  $\Delta a$  EXT diffère parfois significativement de  $\Delta a$  FLEX. Cependant, pour un même sujet, le sens de la différence n'est pas constant,  $\Delta a$  EXT est tantôt supérieur, tantôt inférieur à  $\Delta a$  FLEX.

Pour certains sujets,  $\Delta a$  n'est jamais négatif, c'est-à-dire qu'il y a toujours dépassement du repère visuel. Pour d'autres,  $\Delta a$  est parfois positif, parfois négatif, mais dans tous les cas,  $\Delta a$  est inférieur à 10 p.100 de l'amplitude totale du mouvement et très fréquemment  $\Delta a$  est inférieur à 5 p.100 de cette amplitude.

$\gamma$  - maximum de vitesse angulaire :

Pour une cadence et une inertie données, les moyennes des maxima de vitesse angulaire en flexion d'une part et en extension d'autre part ne sont jamais significativement différentes au seuil de .10.

Pour une même fréquence et pour les différentes inerties examinées, les moyennes des maxima de vitesse angulaire ne sont pas significativement différentes au seuil de .10. Autrement dit, l'inertie n'a pas d'influence sur la vitesse angulaire pour une même cadence imposée.

Enfin, il existe une relation linéaire entre la moyenne de maxima de vitesse et la fréquence imposée comme le montre la figure 33..

L'équation d'un déplacement angulaire, de même amplitude, qui varie de façon sinusoïdale avec le temps (t) s'écrit :

$$\theta = \pi/6 \sin (\omega t + \phi) \quad (45)$$

si  $\phi = 0$  au temps  $t = 0$ , il vient :

$$\theta = \pi/6 \sin \omega t \quad \text{où } \omega = 2 \pi f, f \text{ étant la fréquence}$$

La dérivée de  $\theta$  par rapport au temps, la vitesse angulaire, s'écrit :

$$\theta' = \omega \pi/6 \cos \omega t \quad (46)$$

$\theta'$  est maximum quand  $\cos \omega t = 1$ , soit :

$$\max \theta' = \omega \pi/6 \quad (47)$$

On le calcule pour les différentes cadences imposées. La figure 33 montre que pour chaque cadence, la moyenne du maximum de  $\theta'$  diffère très peu du maximum de  $\theta'$  d'un mouvement sinusoïdal de même amplitude.

D'après les critères examinés, les mouvements sont exécutés en bonne conformité avec les consignes données aux sujets. Il est alors possible d'examiner comment évolue le SEC en fonction des conditions d'exécution des mouvements.

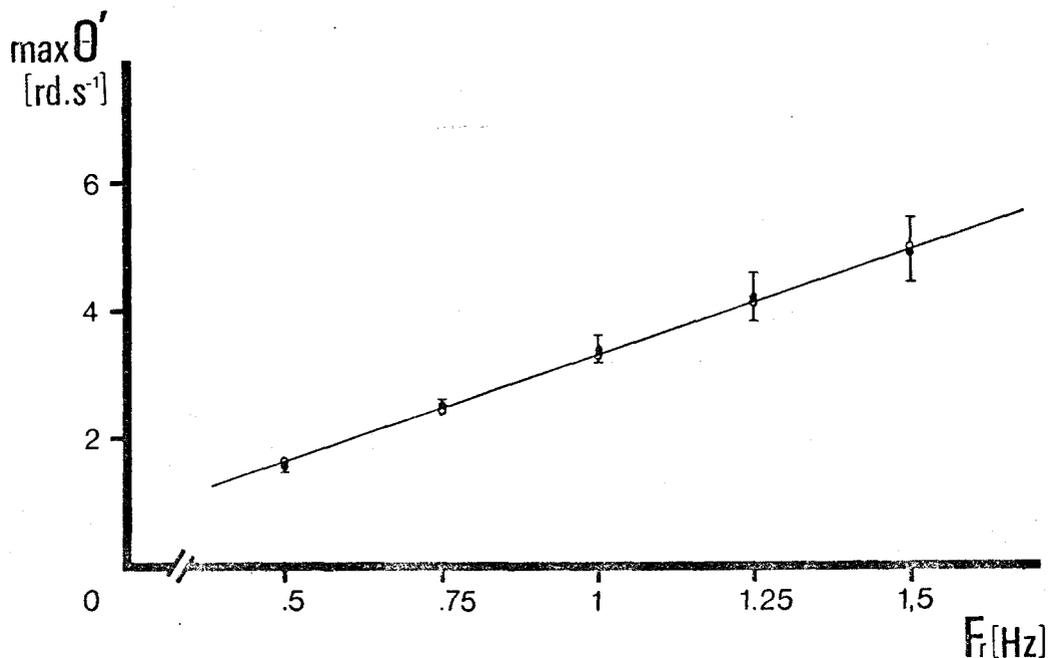


Figure 33

Relation entre le maximum de vitesse angulaire ( $\max \theta'$ ) atteinte au cours des mouvements de va-et-vient et la fréquence ( $F_r$ ) des mouvements de va-et-vient.

La vitesse angulaire est exprimée en radians par seconde ( $\text{rd.s}^{-1}$ ) et la fréquence en hertz (Hz).

Les points noirs correspondent aux moyennes des vitesses mesurées, tous sujets et inerties confondues, encadrées par l'écart-type correspondant.

Les points évidés sont les vitesses angulaires maximales de sinusoides de même fréquence et de même amplitude. (v. texte).

### 3 - Silence électrique commun absolu

Les résultats font apparaître l'existence d'un SEC, rarement négatif tant lors des mouvements isolés que de va-et-vient. Il évolue en fonction des conditions d'exécution des mouvements. Pour les raisons déjà signalées, il convient de distinguer les résultats des mouvements isolés de ceux des mouvements de va-et-vient.

#### a) mouvements isolés

Dans le cas où les mouvements isolés sont freinés par la seule élasticité parallèle des muscles antagonistes, il n'est évidemment pas possible de déterminer un SEC. Ces mouvements ont donc été exclus de l'étude. Ceci explique qu'il manque parfois des résultats pour le mouvement lent dans les tableaux A<sub>6</sub>, A<sub>7</sub>, A<sub>8</sub> situés en annexe. Ces tableaux contiennent les valeurs de SEC des mouvements isolés pour trois sujets.

#### *α - comparaison entre le SEC B-T et le SEC T-B :*

Dans les conditions de l'expérimentation, les résultats obtenus sur les différents sujets ne permettent pas de distinguer de différence entre la durée du SEC B-T (SEC du mouvement de flexion) de celle du SEC T-B (SEC du mouvement d'extension), toutes conditions égales par ailleurs.

#### *β - effet de la vitesse sur le SEC :*

Pour une inertie donnée, la durée du SEC semble diminuer lorsque la vitesse augmente (v. figure 34). Ces résultats sont conformes à ceux de CALIRI et coll. (1964) obtenus sur les mouvements de va-et-vient des doigts. Le critère SEC maximum ne permet donc pas de définir une vitesse optimale pour les mouvements isolés, puisque la courbe n'est pas une courbe à maximum.

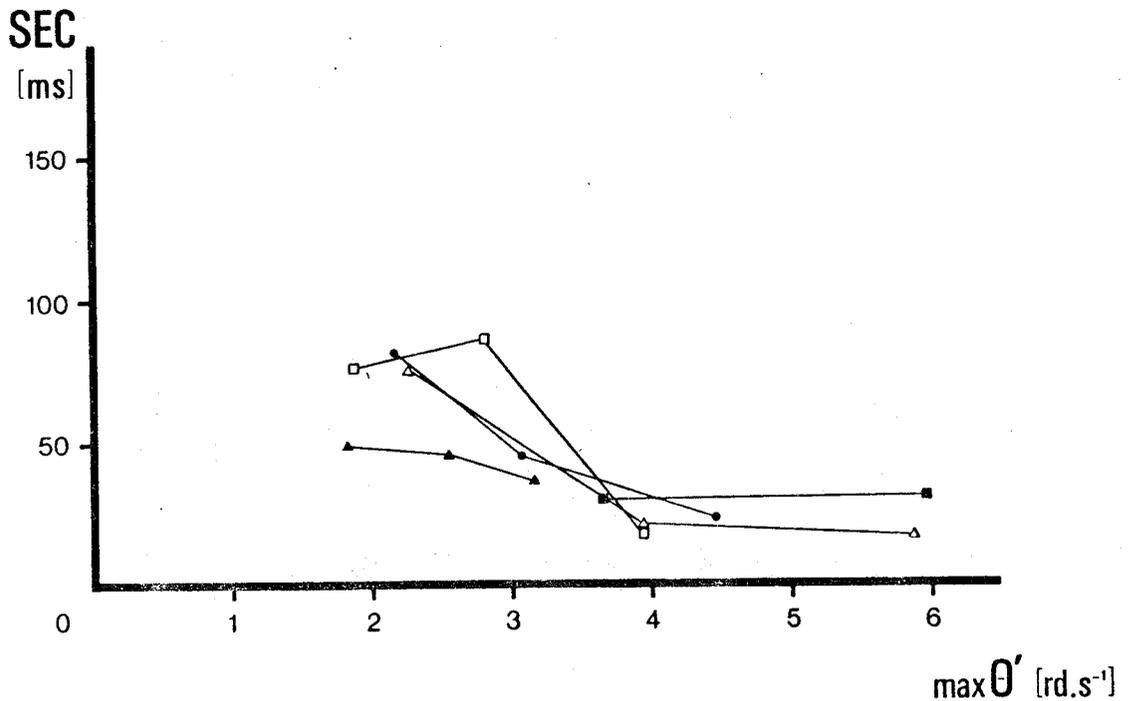


Figure 34

Relations entre le silence électrique commun absolu (SEC) et le maximum de vitesse angulaire ( $\max \theta'$ ) atteint au cours des mouvements isolés.

Le silence électrique commun absolu est la période commune d'inactivité comprise entre la fin de l'EMG du triceps et le début d'activité du biceps (SEC T-B). Il est exprimé en millisecondes (ms). La vitesse angulaire est exprimée en radians par seconde ( $\text{rd.s}^{-1}$ ).

Cinq inerties ont été explorées : I<sub>0</sub> (■), I<sub>3</sub> (△), I<sub>5</sub> (●),  
I<sub>7</sub> (□), I<sub>10</sub> (▲).

(sujet E.P.)



$\gamma$  - effet de l'inertie sur le SEC :

La durée du SEC ne semble pas être sensible à l'inertie. Toutefois, les inerties élevées ( $I_7$  et  $I_{10}$ ) limitent la vitesse du mouvement. Ainsi, la vitesse qualifiée de "rapide" pour ces deux inerties est sensiblement la même que celle qualifiée de "spontanée", pour les autres inerties. Le critère SEC maximum ne permet pas de définir une inertie optimale pour les mouvements isolés.

b) mouvements de va-et-vient

$\alpha$  comparaison entre le SEC B-T et le SEC T-B :

Pour un sujet, une inertie et une cadence données, la moyenne des SEC B-T et celle des SEC T-B diffèrent significativement au moins au seuil de .01. Pour deux sujets (F.G. et E.P.) le SEC B-T est plus élevé que le SEC T-B tandis que c'est l'inverse pour le sujet J.P.V.. Le sens de la différence entre le SEC B-T et le SEC T-B semble donc être fonction des sujets. Ce résultat confirme ceux de SATO (1963), CALIRI et coll. (1964) et CNOCKAERT (1968).

$\beta$  - effet de la fréquence du mouvement sur le SEC :

La figure 35 montre un exemple de relation entre le SEC et la fréquence du mouvement pour deux inerties différentes. Le SEC B-T et le SEC T-B évoluent de façon sensiblement parallèle en fonction de la fréquence. Ils diminuent à mesure que la fréquence augmente.

Les écarts-types sont assez élevés. Ils sont d'autant plus grands que la fréquence est faible.

Ainsi, dans les limites de l'expérimentation, la courbe du SEC en fonction de la fréquence du mouvement ne passe pas par un maximum comme le laissaient prévoir les indications de WACHHOLDER

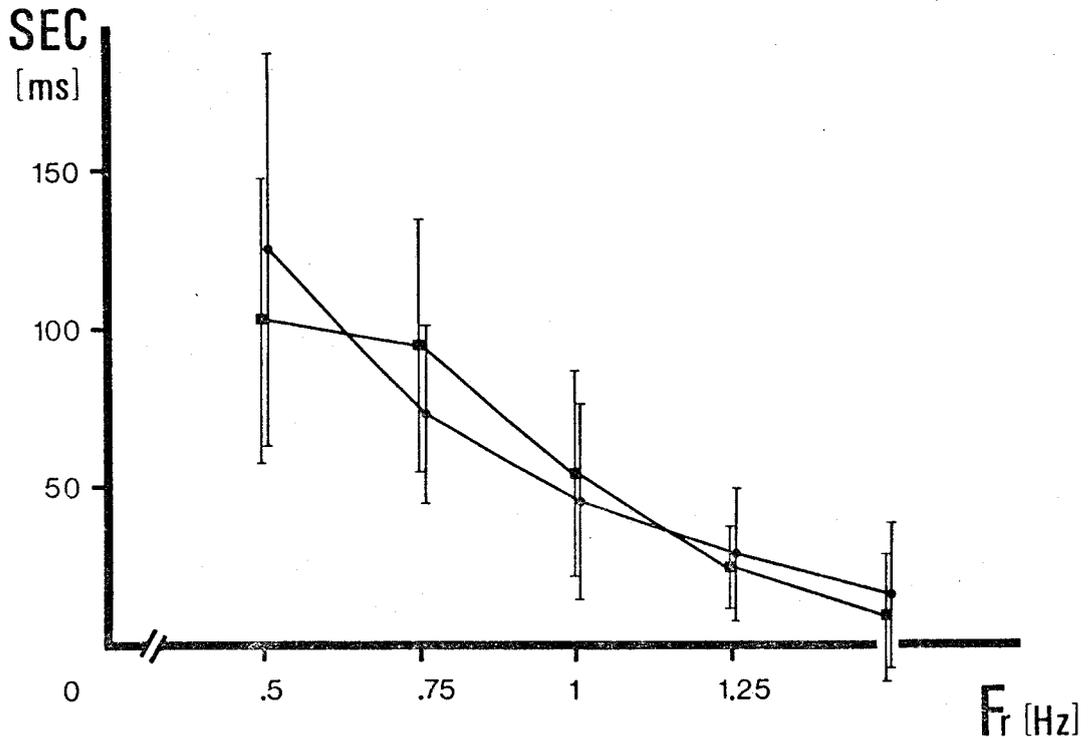


Figure 35

Relations entre le silence électrique commun absolu (SEC) et la fréquence (Fr) des mouvements de va-et-vient.

Le silence électrique commun absolu est la période commune d'inactivité comprise entre la fin de l'EMG du triceps et le début de l'EMG du biceps (SEC T-B). Il est exprimé en millisecondes (ms). La fréquence des mouvements est exprimée en hertz (Hz).

Les écart-types ont été portés de part et d'autre des moyennes du SEC.

Deux inerties ont été explorées :  $I_0$  (■) et  $I_5$  (●).

(sujet J.P.V.)



et ALTENBURGER (1926 b). Il n'est donc pas possible de définir une fréquence optimale pour une inertie donnée.

Toutefois, ce même critère de SEC maximum peut être retenu pour la recherche d'une inertie optimale pour une fréquence donnée. C'est ainsi, que pour chaque fréquence, le SEC maximum a été comparé aux autres.

*$\gamma$  - effet de l'inertie sur le SEC :*

Le détail des résultats est exposé en annexe dans les tableaux A<sub>6</sub>, A<sub>7</sub> et A<sub>8</sub>.

Le SEC B-T et le SEC T-B donnent des résultats sensiblement identiques. En ce qui concerne la détermination d'une inertie optimale par fréquence, il n'y a donc pas lieu de distinguer le SEC B-T du SEC T-B. Les inerties optimales ainsi définies ne sont pas critiques. En effet, pour chaque inertie, la différence entre le SEC maximum et les autres est en général peu significative. Ce résultat est en accord avec les observations de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b). Pour un même sujet, on définit plutôt une gamme d'inerties optimales.

Pour chaque fréquence, la gamme d'inerties optimales varie suivant les sujets. Pour le sujet F.G. les inerties optimales sont plutôt faibles alors qu'elles sont plutôt élevées pour le sujet J.P.V.. Le SEC absolu ne permet de définir de conditions optimales strictes ni pour les mouvements isolés, ni pour les mouvements de va-et-vient. Il est alors intéressant de voir comment varie d'une part le SEC rapporté à la durée du mouvement pour les mouvements isolés et d'autre part le SEC rapporté à la période du mouvement en fonction de la fréquence imposée pour différentes inerties.

#### 4 - Silence électrique commun relatif

##### a) mouvements isolés

$\alpha$  - *effet de la vitesse du mouvement sur le SEC :*

Pour la plupart des sujets, le SEC relatif varie avec la vitesse d'exécution du mouvement. Il passe par un maximum dans quelques cas seulement. Dans tous les autres cas, il est impossible de déceler quelque tendance que ce soit.

Pour un sujet (J.P.V.) et pour les inerties intermédiaires ( $I_3$ ,  $I_5$ ,  $I_7$ ), le SEC relatif passe par un maximum lorsque la vitesse d'exécution varie (v. *figure 36*). Le maximum du SEC survient alors pour la vitesse qualifiée de "spontanée" et qui est comprise entre  $2.10$  et  $2.40 \text{ rd.s}^{-1}$ .

$\beta$  - *effet de l'inertie sur le SEC relatif :*

Le SEC relatif ne semble pas être sensible à l'inertie dans la gamme des inerties explorées dans l'expérimentation. En particulier,

En conclusion, l'étude du SEC relatif du mouvement isolé ne permet pas de mettre en évidence des conditions optimales d'exécution du mouvement sauf dans quelques cas particuliers.

##### b) mouvements de va-et-vient

Dans l'étude du SEC absolu au cours du mouvement de va-et-vient, il avait été montré qu'il existait une gamme d'inerties optimales pour chaque cadence de mouvement.

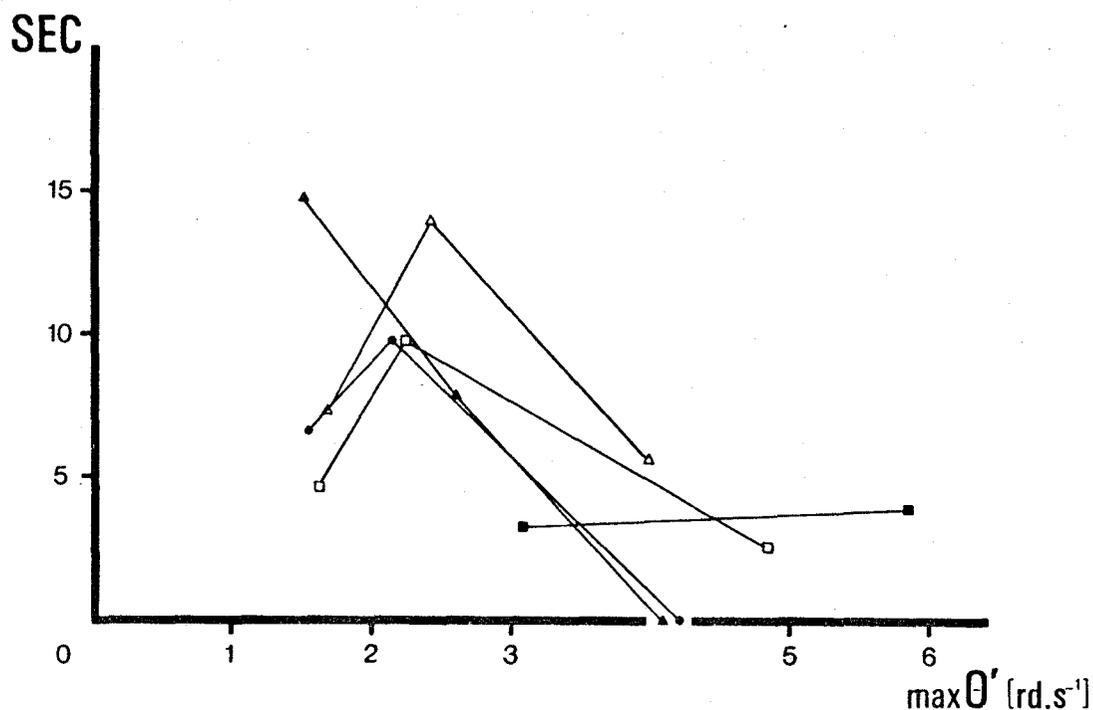


Figure 36

Relations entre le silence électrique commun relatif (SEC) et le maximum de vitesse angulaire ( $\max \theta'$ ).

Le silence électrique commun est la période d'inactivité comprise entre la fin de l'EMG du triceps et le début de l'EMG du biceps (SEC T-B). Il est exprimé en millisecondes (ms) et rapporté à la durée du mouvement exprimée en millisecondes. Le résultat est multiplié par 100. Le silence électrique commun relatif est donc un nombre sans dimension. La vitesse angulaire est exprimée en radians par seconde ( $\text{rd.s}^{-1}$ ).

Cinq inerties ont été explorées : I<sub>0</sub> (■), I<sub>3</sub> (△), I<sub>5</sub> (●),  
I<sub>7</sub> (□), I<sub>10</sub> (▲).

(sujet J.P.V.)

L'étude du SEC relatif a donc pour seul objet la détermination des cadences optimales pour les différentes inerties.

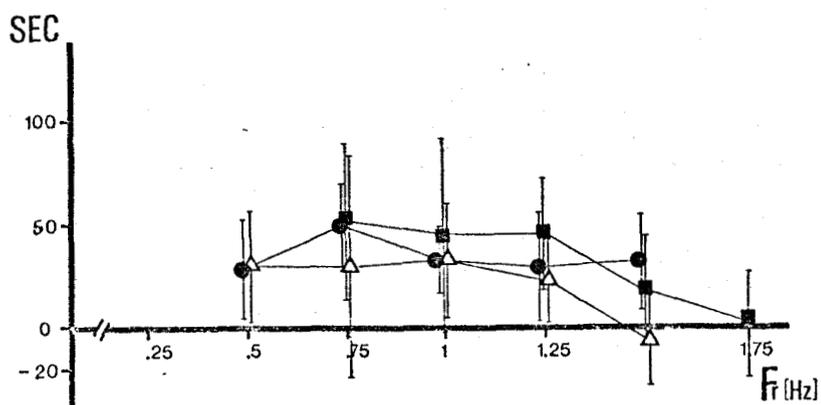
Lorsque la cadence d'exécution du mouvement varie, le SEC relatif tend à passer par un maximum. Ce maximum est d'autant plus critique que l'inertie est plus élevée comme l'illustre la figure 37.

Il est donc possible de définir une cadence optimale de mouvement de va-et-vient. Pour chaque inertie, celle-ci correspond au SEC relatif maximum.

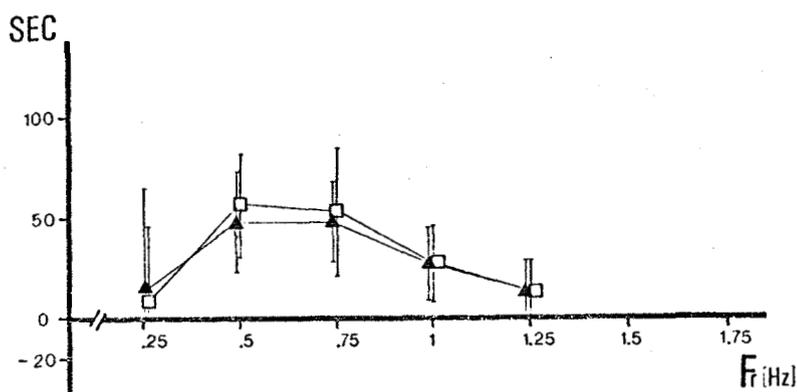
Pour chaque inertie, la cadence (exprimée en mouvements par minute) pour laquelle le SEC relatif est le plus élevé a donc été relevé. La valeur du SEC relatif maximum a été comparée systématiquement aux autres valeurs au moyen du test "t" de STUDENT-FISCHER (v. tableaux  $A_9$ ,  $A_{10}$ ,  $A_{11}$  en annexe).

Les valeurs de cadence pour lesquelles le SEC relatif est maximum sont reportées, en cercle, dans le tableau 9. Pour chaque inertie figurent également les cadences pour lesquelles le SEC relatif ne diffère pas significativement du SEC maximum au seuil de .10. Théoriquement, ces cadences peuvent être considérées également comme optimales.

Le tableau 9 montre que pour chaque sujet, les cadences optimales définies à l'aide du SEC T-B ne correspondent pas nécessairement à celles définies à l'aide du SEC B-T. Cependant, pour chaque inertie, parmi les cadences optimales il en est qui sont communes aux deux cas. Elles ont été reportées dans le tableau 10. Lorsque la cadence optimale définie par le SEC T-B maximum correspond à celle définie par le SEC B-T maximum, elle est notée en cercle. L'examen du tableau 10 montre que la cadence optimale est, dans tous les cas, relativement faible.



a



b

Figure 37

Relations entre le silence électrique commun relatif (SEC) et la fréquence (Fr) des mouvements de va-et-vient.

Le silence électrique commun est ici la période commune d'inactivité comprise entre la fin de l'EMG du triceps et le début de l'EMG du biceps (SEC T-B), exprimée en millisecondes (ms) rapportée à la période du mouvement, exprimée en secondes. Le SEC relatif est donc un nombre sans dimension. La fréquence du mouvement est exprimée en hertz (Hz).

a : relations pour 3 inerties : I<sub>0</sub> (■), I<sub>3</sub> (△), I<sub>5</sub> (●)

b : relations pour 2 inerties : I<sub>7</sub> (□), I<sub>10</sub> (▲).

Les écart-types ont été portés de part et d'autre des valeurs moyennes du SEC relatif.

(sujet E.P.)

SEC T-B

Sujet Inertie	F.G.	E.P.	J.P.V.
$I_0$	(45) - 60 - 75 - 90	(45) - 60 - 75	(45)
$I_3$	(30) - 45 - 60	(60) - 30 - 45 - 75	(45) - 60
$I_5$	(45) - 60	(45)	(30) - 45
$I_7$	(30) - 45	(30)	(30)
$I_{10}$	(30) - 45	(45)	(30)
$I_0$	(45) - 60	(45)	(45)
$I_3$	(75) - 30 - 45 - 60	(30)	(30) - 60
$I_5$	(60) - 75	(45) - 30	(30)
$I_7$	(60) - 30 - 45	(30) - 60	(30) - 15 - 45
$I_{10}$	(30) - 45 - 60	(45) - 30 - 60	(30) - 15 - 45

SEC B-T

Tableau 9

Cadences optimales définies par le SEC relatif maximum (valeurs encadrées) en extension (SEC T-B) et en flexion (SEC B-T) d'après les tableaux  $A_9$ ,  $A_{10}$  et  $A_{11}$  déposés en annexe.

Lorsque le SEC relatif des autres cadences ne diffère pas significativement du SEC relatif maximum au seuil de .10, les cadences correspondantes sont notées en italique.



Sujet Inertie	F.G.	E.P.	J.P.V.
I <sub>0</sub>	(45) - 60	(45)	(45)
I <sub>3</sub>	30 - 45 - 60	30	60
I <sub>5</sub>	60	(45)	(30)
I <sub>7</sub>	30 - 45	(30)	(30)
I <sub>10</sub>	(30) - 45	(45)	(30)

Tableau 10

*Cadences optimales.*

D'après le tableau 9, pour chaque sujet et chaque inertie, on reporte les cadences optimales communes aux parties supérieures (SEC T-B) et inférieures (SEC B-T). Lorsque le SEC T-B et le SEC B-T sont maximaux pour la même cadence, celle-ci est encadrée.



Pour les trois sujets examinés, elle semble être de 45 mouvements par minute pour l'inertie la plus faible ( $I_0$ ) et 30 mouvements par minute pour les autres inerties. Ces valeurs correspondent respectivement à des maxima de vitesse angulaire d'environ  $2.5 \text{ rd.s}^{-1}$  et  $1.5 \text{ rd.s}^{-1}$ .

## 5 - Rendement électromyographique

### b) mouvements isolés

#### *$\alpha$ - calcul du rendement électromyographique :*

Pour calculer le rendement électromyographique, il faut mesurer les deux termes du rapport à savoir le travail ( $W$ ) et l'EMG intégré ( $Q$ ).

Le travail est égal à la variation d'énergie cinétique, soit la moitié du produit de l'inertie par le carré de la variation de vitesse angulaire.

Dans le cas du travail positif, la vitesse angulaire passe de la valeur nulle à sa valeur maximum. Dans le cas du freinage (travail négatif), la vitesse angulaire passe de sa valeur maximum à la valeur nulle. Au cours du même mouvement, la variation de la vitesse angulaire est identique dans les deux cas. Le travail positif est alors égal au travail négatif.

Au travail positif correspondent les EMG des muscles agonistes, au travail négatif correspondent les EMG des muscles antagonistes. L'EMG intégré correspondant au travail total ( $W$ ) est la somme ( $Q$ ) des EMG intégrés. Le rapport  $W/Q$  est alors calculé.

$\beta$  - effet de la vitesse du mouvement sur le rendement :

Le rendement électromyographique semble augmenter lorsque la vitesse d'exécution augmente comme le montre la figure 38.

Pour des vitesses comparables, le rendement ne semble pas sensible au sens (flexion ou extension) du mouvement.

$\gamma$  - effet de l'inertie sur le rendement :

La variation du rendement semble indépendante de l'inertie (v. figure 38).

L'étude du rendement électromyographique du mouvement isolé ne permet de mettre en évidence ni une vitesse optimale d'exécution du mouvement ni une inertie optimale, ni un sens optimal (flexion ou extension) de mouvement.

#### b) mouvements de va-et-vient

$\alpha$  - calcul du rendement électromyographique :

Le travail accompli pendant une période (une flexion et une extension) est constitué par le travail effectué pendant la flexion et l'extension. Ce travail est calculé comme pour les mouvements isolés.

Pour chaque item inertie-cadence, pour chaque muscle considéré (biceps, brachioradialis et triceps) on mesure l'EMG intégré total produit pendant 15 mouvements. Cette valeur est rapportée au mouvement en la divisant par 15.

La somme des EMG intégrés par mouvement de chaque muscle constitue l'EMG intégré correspondant au travail total recueilli.

Le rapport  $W/Q$  est alors calculé.

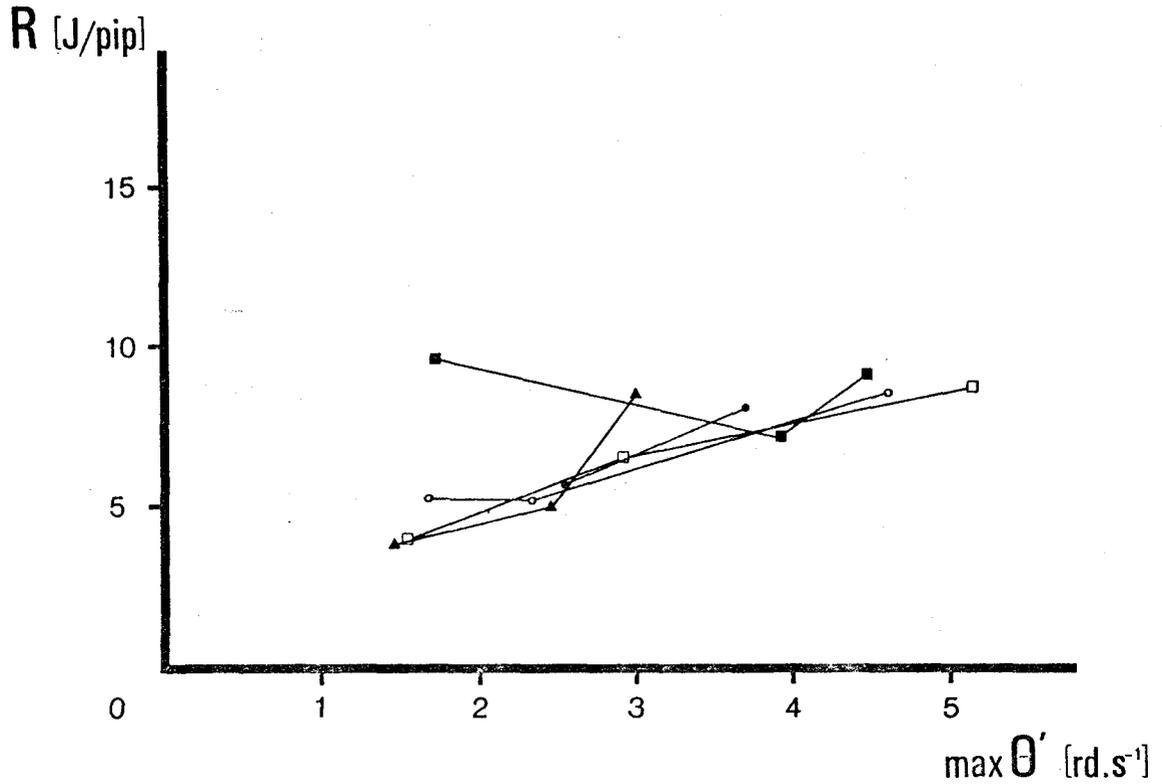


Figure 38

Relations entre le rendement électromyographique (R) et le maximum de vitesse angulaire ( $\max \theta'$ ) atteint au cours des mouvements isolés.

Le rendement est égal au rapport du travail mécanique fourni à la somme des EMG intégrés du biceps et du triceps pour un mouvement. Le résultat est multiplié par 100 pour que le résultat soit supérieur à l'unité. Le rendement est exprimé en joules par pip (J/pip).

La vitesse angulaire est exprimée en radians par seconde ( $\text{rd.s}^{-1}$ ).



$\beta$  - *effet de la fréquence sur le rendement :*

Le tableau 11 montre que, pour chaque inertie, le rendement électromyographique augmente lorsque la cadence augmente.

Dans certains cas, il passe par un maximum (v. *figure 39*) mais il est difficile de préciser si l'item inertie-cadence ainsi défini est une condition économique car la tendance n'est pas nette.

$\gamma$  - *effet de l'inertie sur le rendement :*

La variation du rendement électromyographique semble indépendante de l'inertie. Il n'est donc pas possible de définir les conditions optimales pour les inerties.

L'étude du rendement électromyographique au cours de mouvements isolés et de va-et-vient ne permet pas de mettre nettement en évidence une ou plusieurs conditions économiques éventuelles. Il semble par contre acquis que le rendement électromyographique croît lorsque la vitesse ou la cadence augmentent dans les limites de notre expérimentation.

L'étude du rendement électromyographique ayant porté sur les mouvements isolés d'une part et les mouvements de va-et-vient d'autre part, il est intéressant de comparer les rendements obtenus dans l'un et l'autre type de mouvement. Cependant, cette comparaison n'est pas directement possible. En effet, le rendement du mouvement de va-et-vient a été étudié pour des vitesses bien définies, tandis que celui du mouvement isolé ne l'a été que pour des vitesses moins bien définies. Or, il s'avère que les vitesses correspondent très rarement ; cela rend la comparaison des rendements difficiles.



Sujet Fréquence Inerties	J. D.						F. L.						E. P.						J. P. V.											
	30		45		60		75		90		30		45		60		75		90		30		45		60		75		90	
I <sub>0</sub>			4.67	5.88	6.79	8.30			7.56	8.65	10.75	13.88			10.73	12.22	12.07	13.69			7.43	9.89	10.57	10.16						
I <sub>3</sub>	4.20		6.09	7.42	9.75	10.49	5.17		7.73	10.87	13.18	13.81	8.80		11.67	13.41	14.81	15.05	6.50		9.42	13.82	9.63	9.45						
I <sub>5</sub>	4.05		6.56	8.27	9.36	10.32	6.11		5.30	10.85	15.18	12.68	9.60		11.24	13.72	15.78	15.06	7.17		9.90	11.76	9.36	7.40						
I <sub>5</sub>	4.91		8.76	9.24	9.40	10.04	8.38		10.91	10.27	13.16	15.25	14.31		13.10	13.10	15.87	15.78	6.78		9.05	9.84	9.36	8.48						
I <sub>7</sub>	4.82		8.90	8.56	10.29		5.50		8.30	10.51	13.07	13.03	12.75		12.13	15.57	14.93		5.70		9.04	17.51	8.64	10.34						
I <sub>10</sub>	6.71		8.33	9.54	10.25		7.27		10.03	10.81	12.42		11.31		17.20	13.65	13.09		7.72		7.74	8.40	7.61	8.63						

Tableau 11

Valeurs du rendement électromyographique des mouvements de va-et-vient pour chaque item inertie-cadence pour les quatre sujets examinés.

Le rendement est exprimé en joules par pips (J/pip)

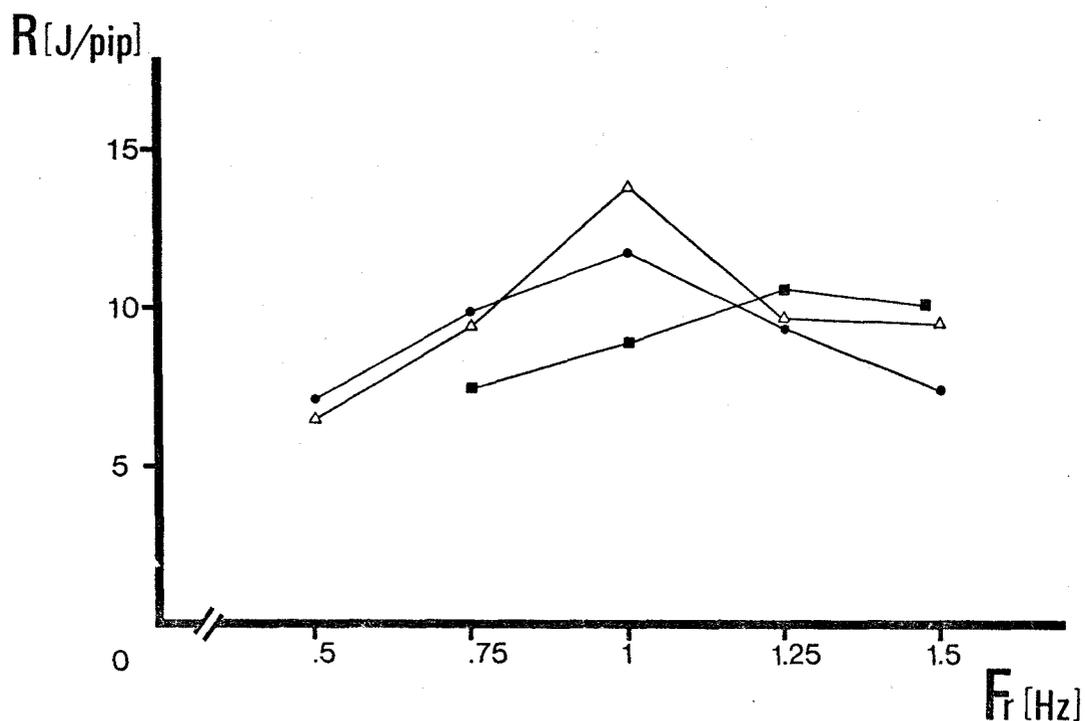


Figure 39

Relations entre le rendement électromyographique ( $R$ ) et la fréquence ( $F_r$ ) des mouvements de va-et-vient.

Le rendement est égal au rapport du travail mécanique fourni à la somme des EMG intégrés du biceps, du brachioradialis et du triceps pour un mouvement. Le résultat est multiplié par 100. Il est exprimé en joules par pip (J/pip). La fréquence est exprimée en hertz (Hz).

Trois inerties ont été explorées :  $I_0$  (■),  $I_3$  (△),  $I_5$  (●).

(sujet J.P.V.)

Une comparaison indirecte est toutefois possible. On sait que dans certaines conditions il existe une relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail (BOUISSET et GOUBEL, 1968). Une telle relation établie dans les mouvements isolés et de va-et-vient doit permettre de comparer, pour un même travail, l'EMG intégré recueilli lors du mouvement isolé à celui recueilli lors du mouvement de va-et-vient.

#### 6 - Comparaison électromyographique des mouvements isolés et de va-et-vient

Seuls les résultats de l'expérimentation III seront pris en compte. La comparaison des EMG intégrés correspondant à un même travail accompli lors des mouvements isolés et de va-et-vient portera séparément sur le biceps, l'ensemble biceps et brachioradialis, et le triceps afin de pouvoir étudier le comportement des fléchisseurs et des extenseurs.

##### a) établissement des relations $Q = f(W)$

###### *α - mouvements de va-et-vient :*

Pour un sujet et pour l'ensemble des items inertie-cadence, on établit une relation  $Q_B = f(W)$  pour le biceps, une relation  $Q_B + Q_{BR} = f(W)$  pour l'ensemble biceps et brachioradialis et une relation  $Q_T = f(W)$  pour le triceps.

###### *β - mouvements isolés :*

Dans les mouvements de va-et-vient, une bouffée d'EMG correspond à un travail positif et négatif alors que dans les mouvements isolés une bouffée d'EMG correspond soit à un travail positif, soit à un travail négatif. Pour comparer les deux mouvements, il faut en tenir compte. Ainsi, pour chaque inertie on

ajoute l'EMG intégré correspondant à un travail positif dans un type de mouvement (lent, spontané, rapide) à l'EMG intégré correspondant à un travail négatif dans le mouvement de même type. Le travail correspondant à cette somme d'EMG intégrés est la somme du travail positif et du travail négatif.

Ainsi par exemple, l'EMG intégré du biceps du mouvement de flexion "spontané" est  $Q_1$  et le travail positif effectué est  $W_1$ . L'EMG intégré du biceps du mouvement d'extension "spontané" est  $Q_2$  et le travail négatif effectué est  $W_2$ . L'EMG intégré pris en compte est  $Q_1 + Q_2$  et le travail correspondant est  $W_1 + W_2$ .

b) allure des relations  $Q = f(W)$

En première approximation, les relations  $Q = f(W)$  sont linéaires. Les coefficients de corrélation linéaire figurent dans le tableau 12. Ils sont significatifs au seuil de .01. Le fait de sommer les EMG intégrés du biceps et du brachioradialis tend à diminuer la dispersion des relations  $Q = f(W)$ . PERTUZON (1972) avait pu effectuer pareille constatation dans des conditions différentes.

Les équations des droites de régression de  $Q$  en  $W$  ont été calculées au moyen d'une méthode de moindres carrés non pondérés.

Les relations  $Q = f(W)$  sont de la forme  $Q = aW + b$  (48)  
La constante  $b$  sera négligée par la suite car elle est toujours faible et n'a pas de réelle signification physiologique. En effet, pour un travail dynamique nul, l'EMG intégré est normalement nul.

Les relations  $Q_{IS} = a_{IS}W$  (49) pour les mouvements isolés et  $Q_{VV} = a_{VV}W$  (50) pour les mouvements de va-et-vient ont été établies pour les trois sujets.

Muscles Sujets	B		B + BR		T	
	VV	IS	VV	IS	VV	IS
D.M.C.	.80	.87	.97	.94	.92	.92
F.G.	.73	.89	.89	.95	.82	.84
F.L.	.83	.87	.94	.93	.91	.97
Moyenne	.82	.88	.93	.94	.88	.91

Tableau 12

Coefficients "r" de corrélation de BRAVAIS-PEARSON des relations  $Q = f(W)$  pour les mouvements isolés (IS) et de va-et-vient (VV).



c) comparaison des EMG intégrés des mouvements isolés et de va-et-vient

On effectue le rapport membre à membre des équations (49) et (50). Il vient alors :

$$Q_{IS} / Q_{VV} = a_{IS} / a_{VV} \quad (51)$$

Il apparaît ainsi que, pour un même travail effectué en mouvement isolé et en mouvement de va-et-vient, le rapport des EMG intégrés est égal au rapport des pentes des relations  $Q = f(W)$  dans l'un et l'autre cas. Les valeurs de ce rapport sont consignées dans le tableau 13 et illustrées par la figure 40.

Le rapport  $a_{IS}/a_{VV}$  est toujours supérieur à l'unité. Cela signifie que, pour un même travail, l'EMG intégré du mouvement isolé est supérieur à celui du mouvement de va-et-vient.

Testé par le test "U" de MANN et WHITNEY, le rapport  $a_{IS}/a_{VV}$  du triceps est significativement plus élevé que celui du biceps et du brachioradialis au seuil de .01.

Si l'on considère que l'EMG intégré renseigne sur la consommation d'énergie (SCHERRER et coll., 1957), cela signifie d'une part que le rendement d'un mouvement de va-et-vient est supérieur à celui d'un mouvement isolé et d'autre part que l'économie d'énergie ainsi réalisée par le triceps est supérieure à celle réalisée par les deux fléchisseurs considérés. Il est dès lors intéressant de voir pourquoi le rendement du mouvement de va-et-vient est supérieur à celui du mouvement isolé. Trois hypothèses peuvent être proposées.

1 - Pour un même travail négatif ( $W-$ ) l'EMG intégré du mouvement isolé est supérieur à celui du mouvement de va-et-vient. Les EMG intégrés, correspondant à un même travail positif sont identiques dans les deux cas. Cela revient à montrer que la pente

Muscles Sujets	B	B + BR	T
D.M.C.	2.30	1.09	1.71
F.G.	1.17	1.47	2.28
F.L.	1.54	1.15	2.33
Moyennes	1.67	1.23	2.11

Tableau 13

Rapports des pentes des relations  $Q = f(W)$  des mouvements isolés et des mouvements de va-et-vient ( $a_{1S}/a_{VV}$ ).



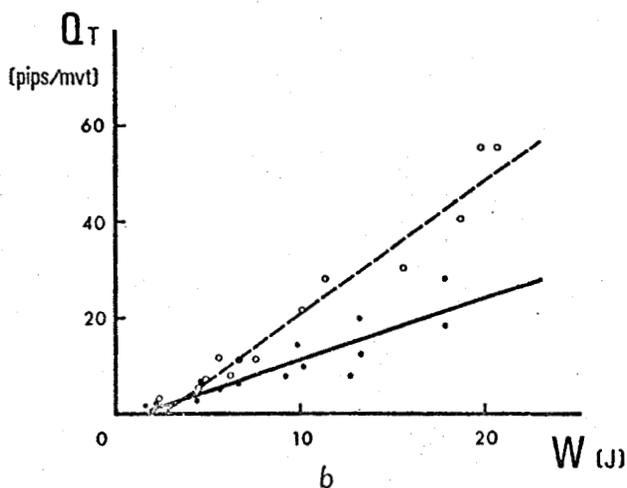
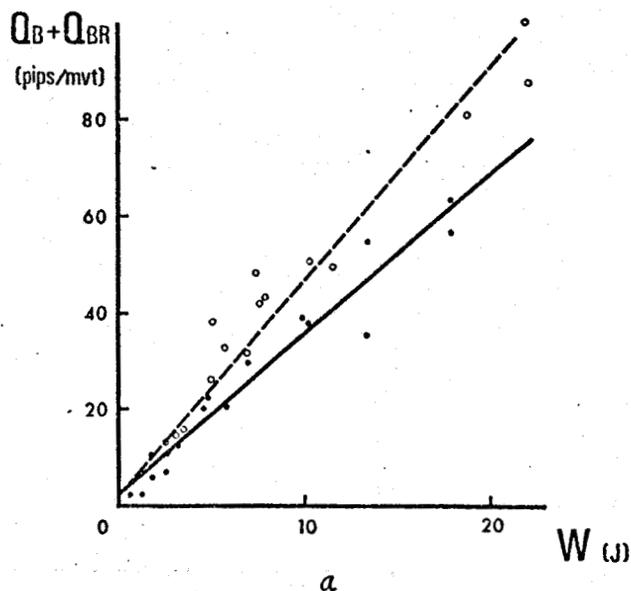


Figure 40

a : Relations entre l'EMG intégré de l'ensemble BICEPS + BRACHIORADIALIS ( $Q_B + Q_{BR}$ ) et le travail ( $W$ ).

b : Relations entre l'EMG intégré du TRICEPS ( $Q_T$ ) et le travail ( $W$ ).

Les EMG intégrés sont exprimés en pips par mouvement (pips/mvt) et le travail en joules (J).

Les cercles (O) correspondent aux mouvements isolés et les points (●) aux mouvements de va-et-vient.

Les équations des droites de régression de  $Q$  en  $W$  ont été calculées par une méthode de moindres carrés non pondérés. En traits pointillés figurent les droites des mouvements isolés et en traits pleins celles des mouvements de va-et-vient.

(sujet F.L.)

de la relation  $Q = f(W)$  du mouvement isolé en travail négatif ( $a_{IS-}$ ) est supérieure à celle de la relation  $Q = f(W)$  du mouvement de va-et-vient ( $a_{VV-}$ ). Les pentes  $a_{IS+}$  et  $a_{VV+}$  sont identiques.

2 - Pour un même travail positif, l'EMG intégré du mouvement isolé est supérieur à celui du mouvement de va-et-vient. Les EMG intégrés correspondant à un même travail négatif sont identiques dans les deux cas. Il s'agit de montrer que  $a_{IS+} > a_{VV+}$  et que  $a_{IS-} = a_{VV-}$ .

3 - Pour un même travail positif d'une part et négatif d'autre part, les EMG intégrés du mouvement isolé sont supérieurs à ceux du mouvement de va-et-vient. Il s'agit alors de montrer que  $a_{IS-} > a_{VV-}$  et que  $a_{IS+} > a_{VV+}$ .

La vérification d'une de ces trois hypothèses nécessite l'établissement des relations  $Q = f(W)$  au cours du travail positif et du travail négatif dans les mouvements isolés et de va-et-vient.

Le comportement qualitatif des muscles étudiés est identique, il suffit donc de vérifier l'une des hypothèses pour l'un des muscles, à savoir le biceps.

d) relations EMG intégré-travail négatif dans les mouvements isolés et de va-et-vient

*α - mouvements isolés :*

Lors des mouvements isolés, le travail négatif accompli au cours du freinage de l'extension correspond à une même bouffée d'EMG. Il suffit donc de mesurer l'EMG intégré du biceps et le travail négatif correspondant.

*β - mouvements de va-et-vient :*

Dans ce cas, les EMG sont composites (CNOCKAERT, 1972). Une première partie de la bouffée d'EMG du biceps correspond au

freinage (travail négatif) du mouvement d'extension, la seconde partie correspond à l'accélération du mouvement de flexion (travail positif).

Rien dans la forme de la bouffée d'EMG ne permet de distinguer les potentiels d'action correspondant à chacune des deux phases.

Pour rapporter chaque partie de la bouffée d'EMG, au travail correspondant, on procède de la façon suivante. On considère que le muscle est un système comportant une entrée (EMG) et une sortie (les mécanogrammes) déphasées l'une par rapport à l'autre. Le déphasage est fonction des conditions d'exécution des mouvements. En conséquence, il suffit de remettre en phase d'entrée et sortie. Pour ce faire, l'EMG est décalé vers la droite de l'enregistrement (v. *figure 30*) d'une quantité  $\tau_B$ , temps qui sépare la fin de l'EMG du biceps de la fin de l'accélération ( $\theta'' = 0$ ). C'est une opération manuelle qui est effectuée pour chaque mouvement. La translation opérée, il suffit de mesurer l'EMG intégré correspondant au travail négatif et au travail positif délimités par les droites verticales (v. *figure 30*).

$\gamma$  - allure des relations  $Q = f(W)$  :

Les relations entre l'EMG intégré et le travail négatif sont linéaires en première approximation dans les mouvements isolés comme dans les mouvements de va-et-vient. Les coefficients "r" de BRAVAIS-PEARSON sont compris entre .58 et .99. Ils sont significatifs, au moins, au seuil de .01.

Les équations des droites de régression de Q en W sont de la forme  $Q = aW + b$  où b est positif ou négatif mais toujours faible.

$\delta$  - *EMG intégré et travail négatif effectué au cours des mouvements isolés et de va-et-vient :*

Dans ce cas, comme précédemment, les EMG intégrés ( $Q_{IS-}$  et  $Q_{VV-}$ ) seront comparés à l'aide des pentes des relations  $Q = f(W)$ .

La comparaison des moyennes intrasujets des pentes  $a_{IS-}$  et  $a_{VV-}$  par le test "U" de MANN et WHITNEY montre qu'elles ne sont pas significativement différentes au seuil de .10. Ainsi, pour un même travail négatif,  $Q_{IS-}$  est identique à  $Q_{VV-}$  comme l'illustre la figure 41. Ce résultat vérifie partiellement l'hypothèse 2. Il reste à montrer que pour un même travail positif  $Q_{IS+} > Q_{VV+}$ .

e) relations EMG intégré-travail positif dans les mouvements isolés et de va-et-vient

$\alpha$  - *mouvements isolés :*

Le travail positif accompli au cours d'un mouvement de flexion correspond à une même bouffée d'EMG. Il suffit donc de mesurer l'EMG intégré du biceps et le travail positif correspondant.

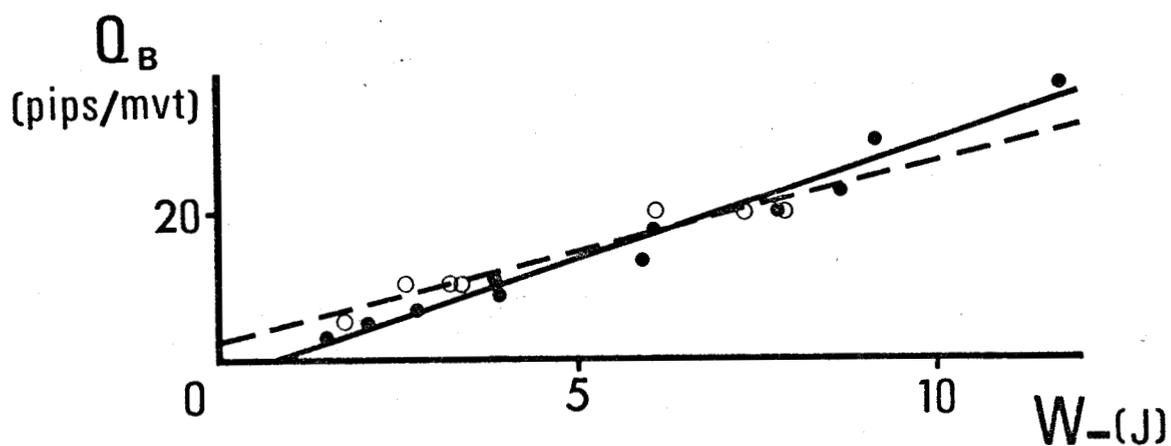
$\beta$  - *mouvements de va-et-vient :*

Lorsque EMG et mécanogramme ont été remis en phase, il suffit de mesurer l'EMG intégré du biceps et le travail positif correspondant.

$\gamma$  - *allure des relations  $Q = f(W)$  :*

Les relations  $Q = f(W)$  sont linéaires en première approximation dans les mouvements isolés comme dans les mouvements de va-et-vient.

Les coefficients "r" de BRAVAIS-PEARSON des relations  $Q = f(W)$  sont significatifs au seuil de .01.



Les équations des droites de régression de Q en W sont de la forme  $Q = aW + b$  où b est positif ou négatif mais toujours faible.

$\delta$  - *EMG intégré et travail positif effectué au cours des mouvements isolés et de va-et-vient :*

Calculée sur tous les sujets, la moyenne des pentes des mouvements isolés est supérieure à celle des pentes des mouvements de va-et-vient. Elles sont différentes au seuil de .05.

Pour un même travail positif,  $Q_{IS+}$  est supérieur à  $Q_{VV+}$ . Comme le montre la figure 42, la seconde partie de l'hypothèse 2 est vérifiée.

Ainsi le rendement électromyographique du mouvement de va-et-vient est supérieur à celui du mouvement isolé parce que le rendement du travail positif du mouvement de va-et-vient est supérieur à celui du mouvement isolé.

### III - DISCUSSION

Au cours de cette discussion on examinera d'abord les problèmes spécifiques à chacun des critères d'optimalité retenus. On comparera ensuite les différents résultats obtenus et on tentera d'explicitier les convergences et les divergences.

#### 1 - Silence électrique commun

##### a) détermination du SEC

Les problèmes de détermination du silence électrique commun se sont surtout posés pour les mouvements de va-et-vient. Il sera donc essentiellement question de ces derniers.

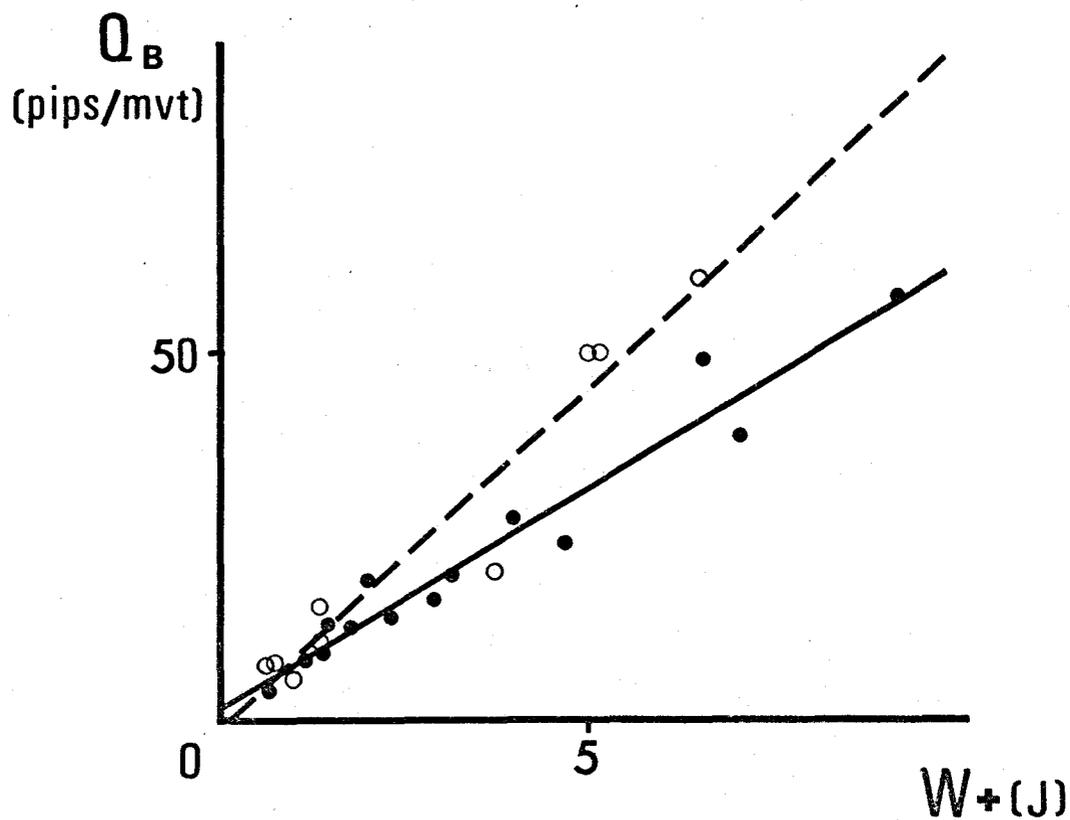


Figure 42

Relation entre l'EMG intégré du biceps ( $Q_B$ ) (en pips/mvt) et le travail positif ( $W+$ ) (en joules) pour un sujet (E.P.).

- Mouvements isolés
- Mouvements de va-et-vient

En traits pointillés, droite de régression de  $Q$  en  $W$  pour les mouvements isolés et en ligne continue pour les mouvements de va-et-vient.

Pour déterminer un SEC, il faut délimiter aussi précisément que possible le début et la fin de chaque bouffée d'EMG sur le biceps et le triceps.

Le recrutement des unités motrices n'est pas d'emblée maximum, il est progressif. De même, la décroissance de l'activité n'est pas brusque, elle est progressive. Ces phénomènes compliquent la détermination du début et de la fin des bouffées d'EMG. De plus, chaque début et fin d'activité EMG est toujours plus ou moins noyé dans un "bruit de fond" sur la nature duquel il est nécessaire de s'interroger. On constate que l'amplitude du bruit de fond varie d'un sujet à l'autre et que, pour un même sujet, elle est fonction de l'item inertie-cadence considéré. Pour une même inertie, l'amplitude du bruit de fond augmente avec la cadence ; pour une même cadence, elle augmente avec l'inertie. Ces constatations permettent de formuler deux hypothèses sur la nature de ce bruit de fond. Ces hypothèses ne sont d'ailleurs pas exclusives l'une de l'autre.

1 - Il s'agit d'une activité de base du genre "tonique" sur laquelle vient se greffer une activité "phasique" correspondant aux bouffées d'EMG. Les mouvements exécutés dans ces conditions correspondraient aux mouvements "raidis" décrits par WAGNER (1925) ou WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 a). Cette raideur permettrait un meilleur contrôle de l'activité musculaire et du mouvement. Il est vraisemblable qu'un certain degré d'apprentissage doit atténuer très sensiblement cette activité tonique. C'est ce qu'on a effectivement constaté chez la plupart des sujets examinés à l'exception d'un seul (J.D.) pour lesquels l'activité tonique n'a pas été réduite de façon suffisante pour permettre la détermination de silences électriques communs.

Cependant, après la phase d'apprentissage des mouvements de va-et-vient, il subsiste toujours un certain bruit de fond dont l'amplitude est fonction des conditions d'exécution (cadence, inertie) des mouvements et peut atteindre 200  $\mu$ V crête à crête.

2 - Il s'agit d'une activité de type postural. Dans le cas d'une flexion, le tronc est attiré sur la butée d'aisselle droite. Pendant une extension le tronc est repoussé par la force de réaction. Les sangles thoraciques et les butées d'aisselles ont pour but de limiter les mouvements du thorax dus aux forces de réaction. Toutefois, ces dispositifs laissent subsister des mouvements du tronc qui sont d'autant plus importants que les forces développées sont élevées. Ces influences sont beaucoup plus limitées dans le cas des mouvements isolés car le tronc n'est soumis qu'à une impulsion qui perturbe moins longtemps la posture qu'une sollicitation alternative. Ceci explique, entre autres, pourquoi le bruit de fond ne gêne pas la délimitation des activités lors des mouvements isolés. La persistance de ce bruit de fond a conduit à choisir un critère de dépouillement permettant de délimiter le début et la fin de l'EMG. Ceux-ci sont définis lorsque l'amplitude crête à crête de l'EMG dépasse le bruit de fond. Dans certains cas et plus particulièrement pour le sujet J.P.V. le bruit de fond cesse quelque temps avant le début d'activité. Ceci facilite la détermination du SEC. On constate que, dans ces cas-là, l'écart-type de la valeur du SEC n'est pas réduit pour autant. Ceci signifie que la variabilité du SEC n'est pas due à la façon de dépouiller et que le critère de délimitation des activités EMG est relativement fiable.

#### b) SEC et muscles agonistes

Classiquement, le biceps est considéré comme fléchisseur équivalent (BOUISSET, 1973). Son activité est comparable à celle des deux autres fléchisseurs principaux. Dans le mouvement isolé de flexion, MATON (1975) a mis en évidence l'existence d'une chronologie de début et de fin d'activité de chacun des fléchisseurs concernés. Les mesures, non rapportées ici, effectuées sur les mouvements isolés, confirment ces résultats. La "durée" d'activité du brachioradialis

est légèrement plus faible que celle du biceps. Le début d'activité du brachioradialis suit celui du biceps de quelques millisecondes.

Dans les mouvements de va-et-vient les dates relatives d'apparition et de cessation d'activité sont sensiblement identiques. En outre, la chronologie de début et de cessation d'activité ne varie pas suivant les conditions d'inertie et de cadence ou de vitesse.

Le fait que le SEC T-B soit tantôt supérieur, tantôt inférieur au SEC B-T suivant les sujets signifie alors que les activités des muscles antagonistes sont légèrement décalées l'une par rapport à l'autre.

Constatée également par WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b), l'accentuation du mouvement se traduisant par un tracé de  $\theta$  en forme de "vague" ne peut pas être mis en relation avec les différences entre le SEC T-B et le SEC B-T. En effet, tous les sujets accentuent le freinage de la flexion. Ce résultat est en désaccord avec les affirmations de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b). Les résultats de l'expérimentation ne permettent pas d'expliquer la différence entre le SEC B-T et le SEC T-B.

#### c) signification biomécanique du SEC

Lors de l'exécution d'un mouvement, l'excitation des muscles agonistes active leurs composantes contractiles qui étirent les composantes élastiques, lesquelles stockent ainsi de l'énergie potentielle élastique. On examine alors le devenir de cette énergie élastique au cours du déroulement des mouvements exécutés à différentes vitesses.

- Au cours de mouvements lents, peu d'énergie élastique est stockée. Ainsi peu d'énergie élastique est restituée même si le SEC est long.

- Au cours de mouvements rapides, beaucoup d'énergie élastique est stockée mais du fait de la courte durée du mouvement et du SEC, une partie de cette énergie ne peut être utilisée dans le mouvement car les muscles antagonistes sont, à leur tour, excités pour freiner et arrêter le mouvement.

- Les mouvements effectués à vitesse "moyenne" semblent donc remplir les conditions qui permettent la restitution de la plus grande quantité d'énergie élastique par rapport à l'énergie totale mise en jeu pour lancer le mouvement.

La SEC relatif semble donc être le critère qui permette de quantifier cet aspect de production et de restitution d'énergie élastique potentielle. A ce titre, on pourrait d'ailleurs le qualifier de "rendement élastique".

Il reste à examiner la raison pour laquelle la courbe du SEC relatif en fonction de la vitesse (ou de la fréquence) présente un optimum d'autant plus net que l'inertie est plus élevée.

Lorsque l'inertie est importante ( $I_7$  ou  $I_{10}$ ) le niveau d'excitation est relativement élevé. Or, on a vu au chapitre II que plus le niveau d'excitation est élevé plus les conditions optimales sont critiques. Le fait que le niveau d'excitation ne soit pas constant ici, ne change pas fondamentalement le résultat.

L'apparition d'un maximum de plus en plus net à mesure que l'inertie augmente peut donc être attribuée au fonctionnement des muscles impliqués dans les mouvements.

Le SEC relatif ayant permis de définir deux cadences optimales, il est intéressant de comparer les vitesses correspondantes aux conditions économiques et optimales de puissance de chacun des muscles définis au chapitre précédent.

Pour  $I_0$ , la cadence optimale est de 45 mouvements par minute, soit 2.3 rd/s. Cette cadence optimale pour l'inertie la plus faible est comprise dans la gamme des cadences optimales (40 à 46 mouvements par minute) déterminées par WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b) dans des conditions similaires.

## 2 - Rendement électromyographique

### a) conditions économiques

L'hypothèse concernant la proportionnalité entre l'EMG intégré et la consommation d'oxygène ( $V_{O_2}$ ) émise par SCHERRER et coll. (1957) entre autres, a été confirmée expérimentalement à plusieurs reprises par DELHEZ et coll. (1969), KURODA et coll. (1970) et BIGLAND-RITCHIE et WOODS (1974).

Le coefficient de proportionnalité ne semble être constant que jusque certaines limites. En particulier, la relation  $Q = f(V_{O_2})$  devient curvilinéaire dès que les puissances dépassent 50 à 60 p.100 de la puissance maximale (KURODA et coll., 1970). Les puissances explorées ici sont inférieures à ces valeurs et permettent d'estimer que le coefficient de proportionnalité entre  $Q$  et  $V_{O_2}$  reste constant. L'étude du rendement électromyographique devrait, théoriquement, permettre de définir des conditions économiques.

Il est alors nécessaire d'envisager la raison pour laquelle le rendement électromyographique ne passe pas par un maximum. Le problème se pose de la même façon, pour les mouvements isolés et de va-et-vient. Ils ne seront donc pas dissociés dans ce paragraphe.

Une explication d'ordre technique doit être écartée. En effet, cela signifierait que le rendement est surestimé aux vitesses élevées. Il peut être surestimé soit parce que le travail est trop élevé, soit parce que l'EMG intégré est trop faible. En ce qui concerne le travail, l'erreur est toujours très faible. Pour ce qui est de l'EMG intégré, son évaluation est obtenue par application du coefficient d'amplification aux nombres de pips correspondant aux bouffées. Ce coefficient est parfois élevé pour les vitesses et inerties élevées. Le dispositif d'intégration ne fournit que des valeurs binaires (0 pip ou 1 pip). Si l'EMG intégré d'une bouffée d'EMG est par exemple de 4,5 pips, l'intégrateur n'en délivrera que 4. Avec un facteur d'amplification de 100, l'erreur est de 50 pips sur 450 pips. Toutefois, c'est un exemple extrême qui ne peut se produire que lors de mouvements isolés effectués à vitesse rapide contre une inertie moyenne ( $I_5$ ).

Dans le cas de mouvements de va-et-vient, la mesure de l'EMG intégré est effectuée sur 15 mouvements (*v. la partie technique*). L'erreur est donc toujours minime dans le cas des mouvements de va-et-vient. Or, on constate que l'évolution du rendement en fonction de la vitesse est identique dans les mouvements isolés et de va-et-vient. L'erreur possible d'intégration dans les mouvements isolés ne semble donc pas avoir d'influence sur l'évolution du rendement.

Il est alors vraisemblable que le rendement maximum n'est pas atteint parce que les vitesses explorées sont trop faibles. Les vitesses maximum atteintes sont de l'ordre de 5 rd/s. Compte tenu de la géométrie musculo-squelettique des muscles équivalents, il lui correspond une vitesse musculaire d'environ 9 cm/s pour l'extenseur équivalent de 20 cm/s pour le fléchisseur équivalent. Cette vitesse est encore inférieure à la vitesse économique du fléchisseur équivalent et nettement inférieure à celle de l'extenseur équivalent.

(v. *tableau 7*). Or, pour que le maximum de rendement apparaisse il eut fallu dépasser nettement ces valeurs de vitesse économique. Il semble toutefois que la cadence de 90 mouvements par minute soit la cadence maximale à laquelle les sujets puissent exécuter les mouvements avec les inerties  $I_3$  et  $I_5$ . Elle tombe à 75 mouvements par minute pour  $I_7$  et  $I_{10}$ . Ainsi, les conditions économiques sont quasiment inaccessibles dans ce type d'expérimentation.

b) relation  $Q = f(W)$

Si le rendement varie avec la vitesse, cela signifie que le rapport  $W/Q = a$  n'est pas constant. Or, on a estimé que la relation  $Q = f(W)$  était une droite de la forme  $Q = aW$  où  $a$  est constant.

La contradiction n'est qu'apparente. Il est en effet possible que la dispersion de la relation  $Q = f(W)$  masque un effet de la vitesse. Celui-ci apparaîtrait lorsqu'on établit le rapport  $W/Q$  pour les différentes conditions.

c) comparaison des mouvements isolés et de va-et-vient

La comparaison des pentes des relations  $Q = f(W)$  au cours de mouvements isolés et de va-et-vient a permis de montrer que le rendement des mouvements de va-et-vient est meilleur que celui des mouvements isolés. L'amélioration du rendement se produit pendant la phase de travail positif. Il apparaît que cette amélioration est due au travail négatif qui précède le travail positif. Il est alors intéressant d'examiner plus en détail les phénomènes qui se produisent au cours de ces deux phases.

$\alpha$  - *travail négatif* :

Du point de vue mécanique, la force développée à la fin d'un étirement à partir d'un tétanos isométrique est plus élevée

que la force isométrique à cette nouvelle longueur (ABBOTT et AUBERT, 1952 ; CAVAGNA, 1967). La relation force-vitesse du muscle en allongement est différente de celle du muscle en raccourcissement (v. par exemple KATZ, 1939 ; PINI, 1966). Au cours du travail négatif, il apparaît qu'une partie non négligeable du travail est absorbée par le muscle et ne réapparaît pas sous forme de chaleur. Le travail absorbé est d'ailleurs fonction de la vitesse d'étirement mais ne dépasse jamais la moitié du travail négatif total sauf dans le cas d'étirements très lents où la totalité du travail négatif "disparaît" (ABBOTT et AUBERT, 1951 ; ABBOTT et coll., 1951).

Par ailleurs, HATZE (1973) confirme ces résultats et ceux de CURTIN et coll. (1970) en précisant que pour des vitesses d'étirement inférieures à 3 p.100 de la vitesse maximale, il n'y a pas d'utilisation d'ATP donc pas d'utilisation d'énergie interne. On peut donc penser que, dans ce cas, ce sont les structures élastiques passives qui sont seules sollicitées. Il se pourrait que ce ne soit pas le seul mécanisme. En effet, RÜEGG et coll. (1970) montrent que le système contractile peut être activé par étirement du muscle sans qu'il y ait potentiel d'action.

Par ailleurs, MARECHAL (1964) montre que la puissance négative absorbée par le muscle étiré en contraction est fonction de la vitesse à laquelle il est étiré. La puissance négative que peut absorber le muscle est toutefois limitée au tiers de la puissance maximale.

En ce qui concerne les structures responsables du stockage d'énergie, tous les auteurs sont d'accord sur le rôle essentiel joué par les structures élastiques, qu'elles soient "passives" comme les tendons ou "actives" à savoir les ponts entre actine et myosine (BLANGE et coll., 1971 ; FLITNEY et HIRST, 1975).

Lors des mouvements de va-et-vient, la variation du couple de flexion est égale à celle du couple d'extension. La variation de la force musculaire correspondante de l'extenseur équivalent est plus importante que celle du fléchisseur équivalent. Il s'en suit que lors du travail négatif, l'énergie élastique stockée par l'extenseur équivalent est supérieure à celle stockée par le fléchisseur équivalent (v. *figure 23*).

Du point de vue biochimique, on ne sait pas avec précision ce qui se passe réellement au niveau des réactions chimiques productrices d'énergie lorsqu'on étire un muscle contracté (MARECHAL, 1972).

HILL (1960) pensait que les réactions productrices d'énergie étaient réversibles, c'est-à-dire que lorsqu'on étire un muscle activé, le travail négatif permet au muscle d'en emmagasiner une partie sous forme d'énergie chimique comme une dynamo charge une batterie d'accumulateurs électriques à partir d'énergie mécanique. Il n'affirmait toutefois pas qu'il s'agit d'une réversibilité thermodynamique. En effet, le couplage entre les réactions chimiques, et en particulier l'hydrolyse de l'ATP, et les phénomènes mécaniques est très strict. La réversibilité des processus devrait se traduire par un transfert d'énergie mécanique vers le système ADP-ATP dans le sens d'une synthèse d'ATP. Toute élévation de concentration d'ATP entraîne une synthèse de Phosphorylcréatine (PC) par la réaction de LOHMANN. Si on peut montrer que le muscle tétanisé, étiré contient plus d'ATP ou de PC après l'étirement qu'avant, la preuve est irréfutable. Cependant, les expériences entreprises pour le démontrer (MARECHAL, 1964 ; GILLIS et MARECHAL, 1971) donnent des résultats négatifs.

Actuellement, il faut admettre que le travail négatif permet une économie d'ATP et de PC (WILKIE, 1968 ; MARECHAL, 1972), sans pouvoir expliciter totalement les mécanismes de cette économie.

$\beta$  - *travail positif* :

Le muscle ne peut stocker de l'énergie élastique que s'il est excité (CAVAGNA et coll. 1965, 1967). Cette énergie doit pouvoir être récupérée si on permet au muscle d'effectuer un travail positif. Ce travail est d'autant plus élevé que le temps qui sépare la fin de l'étirement du début du raccourcissement est plus court (CAVAGNA et coll., 1965 ; CAVAGNA et CITTERIO, 1974). Ceci s'explique par le fait qu'après un étirement forcé d'un muscle isolé tétanisé, la tension décroît exponentiellement avec le temps (ABBOTT et coll., 1951). Ainsi, plus précoce est le raccourcissement moins importante est la chute de la force et plus élevé est le travail positif effectué (CAVAGNA et coll., 1968).

Dans les expérimentations rapportées ici, seuls les mouvements de va-et-vient permettent l'utilisation de l'énergie élastique stockée lors du travail négatif. En effet, dans les mouvements de va-et-vient le travail positif est précédé du travail négatif, alors que dans les mouvements isolés l'énergie élastique stockée lors du freinage n'est pas utilisée. Ceci explique donc pourquoi le rendement des mouvements de va-et-vient est supérieur à celui des mouvements isolés.

Il semble toutefois que le stockage et l'utilisation d'énergie élastique ne soient pas seuls responsables de l'amélioration du rendement. CAVAGNA et CITTERIO (1974) ont montré qu'après un étirement, la composante contractile développe une force supérieure à celle qu'elle exerce sans préétirement.

Par ailleurs, on a vu que la quantité d'énergie élastique stockée pendant le travail négatif par l'extenseur équivalent est supérieure à celle stockée par le fléchisseur équivalent. Ceci explique pourquoi l'amélioration du rendement des mouvements de va-et-vient par rapport aux mouvements isolés est plus importante pour l'extenseur équivalent que pour le fléchisseur équivalent.

### 3 - Comparaison des résultats obtenus à l'aide des deux critères d'optimalité

Les résultats de l'étude des deux critères d'optimalité (SEC et rendement électromyographique) présentent des divergences et des convergences.

Les divergences se situent dans les conditions optimales définies à l'aide de l'un et l'autre critère. Quand elles existent, les conditions optimales définies par le SEC sont des conditions de vitesse relativement faibles par rapport aux vitesses élevées explorées. Quand elles existent, les conditions optimales définies par le rendement électromyographique sont des conditions de vitesse relativement élevées. Le fait est que le rendement électromyographique ne semble prendre en compte que les propriétés mécaniques des muscles impliqués. On a vu que la vitesse économique de raccourcissement des muscles est sensiblement supérieure aux vitesses atteintes au cours des mouvements.

Par contre, le SEC semble prendre davantage en compte les propriétés de l'ensemble système musculaire et du système régulateur. On a vu que la réponse en fréquence du système est quasiment limitée aux fréquences supérieures explorées. Il est logique d'estimer que les conditions optimales de fonctionnement du système ne se situent pas dans les fréquences supérieures. La réponse en fréquence d'un système complexe hiérarchisé est en général plus faible que celle d'un système simple (ici le système muscle). C'est la raison pour laquelle les conditions optimales de fonctionnement définies par l'un et l'autre critère ne coïncident pas.

Les convergences résident dans le fait qu'il est assez difficile de mettre en évidence des conditions optimales avec l'un et l'autre critère.

Ainsi qu'on l'a vu, la technique peut être rarement mise en cause dans le cas du rendement. Elle ne peut pas l'être dans la mesure du SEC tant dans les mouvements isolés que de va-et-vient. Reste alors l'hypothèse selon laquelle il n'existe pas de condition optimale parce que toutes les conditions sont optimales. On sait en effet que pour chaque mouvement les influx sensitifs sélectionnent et déclenchent un programme moteur préétabli (v. par exemple EVARTS et coll., 1972 ; LESTIENNE, 1974). Après apprentissage c'est la meilleure stratégie motrice tant du point de vue séquentiel qu'énergétique qui est choisie (MILSUM, 1971 ; JOYCE et RACK, 1974).

Le programme moteur étant optimal dans tous les cas, il devient dès lors difficile de faire apparaître un optimum. Celui-ci n'apparaît que pour des inerties relativement importantes, c'est-à-dire pour des niveaux d'excitation musculaire élevés dont on a vu (chapitre II) qu'ils s'accompagnaient de conditions optimales plus critiques.

#### IV - CONCLUSION

Au cours des mouvements de va-et-vient, il a été montré qu'il est possible de distinguer, dans la bouffée d'EMG composite, l'EMG qui correspond au travail négatif et celui qui correspond au travail positif.

Le rendement électromyographique du mouvement de va-et-vient est supérieur à celui du mouvement isolé. Ceci est la conséquence du stockage d'énergie élastique pendant le travail négatif qui précède le travail positif au cours duquel l'énergie élastique stockée est utilisée.

L'amélioration du rendement électromyographique du mouvement de va-et-vient est plus importante pour l'extenseur équivalent que pour le fléchisseur équivalent. Ce résultat s'explique par le fait que l'extenseur équivalent stocke davantage d'énergie élastique que le fléchisseur équivalent.

Les critères d'optimalité étudiés n'ont permis de définir des conditions optimales que dans certains cas. La difficulté d'établir ces optima est vraisemblablement la conséquence du fait que les programmes moteurs sont quasiment optimaux du point de vue énergétique.

Il reste alors à définir des indices de fonctionnement du système constitué par les muscles et leur système de régulation et de voir comment ils varient en fonction des conditions d'exécution et définir d'éventuelles conditions optimales. C'est ce que l'on se propose d'effectuer dans le chapitre suivant.

CHAPITRE IV

## CRITERES BIOMECHANIQUES D'OPTIMALITE DU MOUVEMENT

<u>I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u>	182
1 - Fonction de transfert	182
2 - Distorsion harmonique (D.H.)	186
3 - Protocoles	186
<u>II - RESULTATS</u>	187
1 - Distorsion harmonique du déplacement (D.H.θ)	187
a - effet de la fréquence sur D.H.θ	
b - effet de l'inertie sur D.H.θ	
2 - Courbes de gain	190
a - gain du biceps	
b - gain du biceps et du brachioradialis	
c - gain du triceps	
3 - Courbes de phase	193
a - phase du biceps	
b - phase du triceps	
c - comparaison des phases du biceps et du triceps	
4 - Calcul de la raideur et de la viscosité du système vibrant	200
a - calcul de la raideur	
b - calcul de la viscosité	
<u>III - DISCUSSION</u>	201
1 - Distorsion harmonique du déplacement angulaire et fréquences optimales	201
a - technique de mesure D.H.θ	
b - dispersion des valeurs de D.H.θ	
c - signification de la D.H.θ minimale	
2 - Gain du système	205
a - méthodologie	
b - signification du gain	

3 - Limitation de la bande passante des mouvements vers les fréquences élevées	208
a - influence de l'inertie	
b - influence de l'amplitude du mouvement	
4 - Fréquence naturelle et système linéaire du second ordre	212
5 - Comparaison des résultats du gain et de la D.H.θ	213
 IV - <u>CONCLUSION</u>	 215

Les mouvements alternatifs des articulations des membres supérieurs sont souvent considérés comme le résultat de la vibration d'un oscillateur mécanique soumis à des vibrations forcées périodiques issues d'un système neuromusculaire contrôlé par un système de régulation plus ou moins complexe (STILES et RANDALL, 1967 ; LIPPOLD, 1970 ; BERTHOZ et METRAL, 1970 ; FOX et RANDALL, 1970 ; SÄLZER, 1975). On fait l'hypothèse que ces mouvements sont ceux d'un système vibrant linéaire qui obéit à une équation du type :

$$m x'' + \eta x' + kx = 0 \quad (52)$$

qui comporte un terme de rappel vers la position d'équilibre (dit terme élastique,  $k$ ) et un terme de viscosité (ou d'amortissement  $\eta$ ) d'une masse  $m$  en mouvement ;  $x$ ,  $x'$  et  $x''$  sont les variables cinématiques de ce mouvement. La détermination expérimentale des coefficients  $k$  et  $\eta$  est obtenue par application au système, primitivement au repos, d'un ensemble de forces excitatrices extérieures, connues en fonction du temps, et l'enregistrement de la réponse du système. En principe, n'importe quelle excitation peut être utilisée pourvu qu'elle soit bien définie ; cependant, il est plus facile d'employer des tests standardisés qui sont :

1 - L'essai statique suivi de lâcher au cours duquel on écarte progressivement le système de sa position d'équilibre puis on le lâche. Il s'en suit un mouvement périodique amorti.

2 - L'essai par échelon au cours duquel on observe le mouvement du système pour une excitation qui passe brusquement d'une valeur nulle à une valeur finie.

3 - L'essai par percussion pendant lequel on applique au système une force très grande pendant un temps très court. On observe la façon dont le système retourne à l'état d'équilibre.

4 - L'essai harmonique pendant lequel on applique au système une force qui varie sinusoïdalement. Après un temps plus ou moins long, si le système est dynamiquement stable, un régime permanent s'établit dans lequel le système vibre sinusoïdalement à la même fréquence que le système excitateur. On mesure alors l'amplitude et la phase de la réponse et on les compare à l'amplitude et à la phase de l'excitation. On répète l'opération en faisant varier la fréquence dans la bande la plus large possible ; c'est ce qu'on appelle effectuer un balayage en fréquence (MAZET, 1969). Cependant, les mouvements alternatifs des articulations sont rarement des systèmes mécaniques purs. Il s'agit plus fréquemment de systèmes asservis comprenant un système de commande avec amplification de puissance et un système de retour (GILLE et coll., 1967). L'analyse des différents constituants des systèmes vibrants a surtout été effectuée sur l'animal.

- Le muscle a souvent été modélisé par une viscosité et une raideur disposées de différentes façons (v. par exemple BAHLER, 1968 ; STILES et ALEXANDER, 1972 ; SÄLZER, 1975 ; LAURIG et SAUERNHEIM, 1975). La multiplicité des modèles proposés est vraisemblablement la conséquence des non-linéarités inhérentes au fonctionnement du muscle (v. par exemple PARTRIDGE, 1966, 1967 ; HALPERN et ALPERT, 1971 ; BERTHOZ et coll., 1971).

- Les caractéristiques statiques et dynamiques du fuseau neuro-musculaire ont été amplement étudiées par de nombreux auteurs dont les travaux ont été analysés par MATTHEWS (1972). Le fonctionnement des organes tendineux de GOLGI est bien connu (v. par exemple HOUK et HENNEMAN, 1967 ; HOUK et SIMON, 1967). L'intervention du réflexe myotatique dans la genèse ou l'entretien d'oscillations des segments de membre semble importante (ROSENTHAL et coll., 1970).

- Le rôle joué par les structures nerveuses supérieures et les informations en provenance des récepteurs périphériques au cours de mouvements volontaires n'est pas entièrement élucidé (v. par exemple BROOKS et STONEY, 1971 ; GRANIT et BURKE, 1973 ; EVARTS et coll., 1972 ; STEIN, 1974).

L'étude des mouvements vibratoires chez l'homme a surtout été centrée sur le tremblement physiologique (STILES et RANDALL, 1967 ; FOX et RANDALL, 1970 ; SÄLZER, 1973, 1975 ; JOYCE et RACK, 1974 ; RIETZ et STILES, 1974) et le tremblement de la maladie de PARKINSON (WALSH, 1969 ; LIPPOLD, 1970 ; GURFINKEL et OSOVETS, 1973 ; HAGBARTH et coll., 1975). Ces mouvements sont toutefois de faible amplitude (quelques millimètres au niveau de la main) et le mécanisme de leur apparition peut être éloigné des mouvements volontaires de plus grande amplitude.

L'étude des mouvements de va-et-vient d'amplitude relativement grande a été entreprise dans le but de définir la liaison entre les mécanismes nerveux et les variables mécaniques du mouvement ainsi que l'influence des conditions d'exécution des mouvements sur ces variables mécaniques. Dans ces études, les EMG des muscles impliqués dans les mouvements ont souvent été interprétés comme indice du fonctionnement du système de commande (v. par exemple SATO, 1963 ; FELDMAN, 1966 ; FOX et RANDALL, 1970 ; GURFINKEL et coll., 1970 ; NEILSON, 1972 a, 1972 b ; STILES, 1973 ; TERZUOLO et VIVIANI, 1975). Toutefois, l'amplitude et la fréquence des mouvements étudiés ne sont jamais imposées simultanément. On a donc pensé qu'il était intéressant d'étudier les mouvements de va-et-vient de segments de membre lorsque fréquence et amplitude du mouvement sont imposées. On pose par hypothèse que les mouvements de va-et-vient du segment avant-bras plus main peuvent être assimilés à un système vibrant linéaire régi par une équation du second ordre à coefficients constants. En effet, le comportement des systèmes

biomécaniques vibrants est fréquemment assimilé, en première approximation, à celui de systèmes linéaires du second ordre (v. par exemple BERTHOZ, 1969 ; VERRIEST, 1972).

Un tel système présente une fréquence de résonance. La résonance se produit lorsqu'il y a égalité entre la fréquence de l'agent excitateur et l'une des fréquences propres du système vibrant. Elle est caractérisée par un maximum de réponse du système. Le maximum d'amplitude est d'autant plus élevé que l'amortissement est faible. La résonance peut donc être considérée comme une condition optimale.

Afin de mettre en évidence la ou les résonances et de calculer les coefficients de l'équation du système, on détermine le gain et le déphasage entre l'entrée et la sortie du système pour les différentes fréquences dans le cas d'entrées harmoniques. On considère que l'entrée est constituée par l'EMG des muscles et la sortie par la force développée par ces muscles.

L'originalité de ce point de vue réside dans le fait que l'énergie fournie au système n'est pas extérieure mais interne. En effet, les muscles apportent l'énergie et participent pour la part la plus importante à l'élasticité et à la viscosité du système. Certaines tentatives d'établissement de la fonction de transfert du muscle in situ et d'un segment de membre, chez l'homme, ont été effectuées mais la contraction n'était pas volontaire, le muscle était stimulé par l'intermédiaire de son nerf moteur au cours d'épreuves isométriques (ZIPP, 1975). L'examen de cet aspect des mouvements de va-et-vient du segment avant-bras plus main représente la première partie du travail. La seconde partie porte sur l'étude du déplacement angulaire.

Au cours de l'étude de mouvements volontaires d'amplitude relativement grande, il est apparu que les tracés mécaniques étaient plus ou

moins éloignés de la sinusoïde. Les conditions dans lesquelles les mouvements sont les plus proches de la sinusoïde sont considérées comme optimales (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1926 b ; WARTENWEILER et BIERI, 1961 ; WARTENWEILER et WETTSTEIN, 1967). Les raisons de ce choix ne sont toutefois pas nettement exprimées. Pour étayer cette hypothèse, on peut dire que le mouvement sinusoïdal est optimal car toute l'énergie mise en jeu est concentrée sur une seule fréquence, celle du mouvement lui-même ; tandis que lorsque le mouvement n'est plus sinusoïdal, de l'énergie est également dispersée sur les harmoniques de la fréquence fondamentale, celle-ci gardant évidemment la même amplitude.

Ainsi, il suffit de décomposer le signal périodique en série de FOURIER pour connaître l'amplitude des harmoniques de la fréquence fondamentale. Toutefois, ce critère n'est pas très facile d'emploi, et c'est pourquoi on calcule la distorsion harmonique (D.H.) du signal (v. chapitre I).

Ainsi, si la distorsion harmonique du déplacement angulaire passe par un minimum lors du balayage en fréquence, on aura défini les conditions optimales d'exécution du mouvement. Si l'optimum existe, il est intéressant de voir s'il est sensible à l'inertie.

Dans la suite de l'exposé, il sera donc établi le diagramme du gain et de la phase du système en fonction de la fréquence et de l'inertie et la distorsion harmonique du déplacement angulaire pour chaque item inertie-cadence.

## I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE

### 1 - Fonction de transfert

En notation symbolique ( $d/dt$  est remplacé par la lettre  $p$ ), la fonction de transfert d'un système linéaire du second ordre s'écrit :

$$\frac{s}{e} = \frac{1}{p^2 + 2 \xi \omega_N p + \omega_N^2} \quad (53)$$

où  $s$  est la sortie du système et  $e$  l'entrée et  $\omega_N$  désigne la pulsation naturelle ( $\omega_N = 2 \pi Fr_N$  avec  $Fr_N$  fréquence naturelle).

Si l'entrée est de la forme  $e = A_e \sin \omega t$ , en régime stable, la sortie ( $s$ ) est de la forme  $s = A_s \sin (\omega t + \phi)$  où  $A_s$  et  $\phi$  sont fonction de la pulsation ( $\omega$ ).  $A_e$  et  $A_s$  sont respectivement les amplitudes maxima de l'entrée et de la sortie et  $\phi$  la phase. Le rapport  $A_s/A_e$  est le gain du système ; sa variation est relativement importante, aussi est-il fréquemment exprimé en décibels.

Dans l'expression (53),

$$\xi = \frac{\eta}{I 2 \omega_N} \quad (54)$$

où  $\eta$  est la viscosité, et  $I$  le moment d'inertie,  $\omega_N$  est la pulsation naturelle du système vibrant ; elle est déterminée par le point de concours des deux asymptotes de la courbe de phase (v. *figure 43*). La fréquence naturelle ( $Fr_N$ ) est fonction de la raideur du système ( $K$ ) et de l'inertie ( $I$ ), selon l'expression :

$$Fr_N = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K}{I}} \quad (55)$$

Un tel système présente une pulsation de résonance ( $\omega_R$ ) définie par le maximum du gain (v. *figure 43*). Cette pulsation est fonction de la pulsation naturelle, de la viscosité ( $\eta$ ) et de l'inertie. Elle est définie par l'expression :

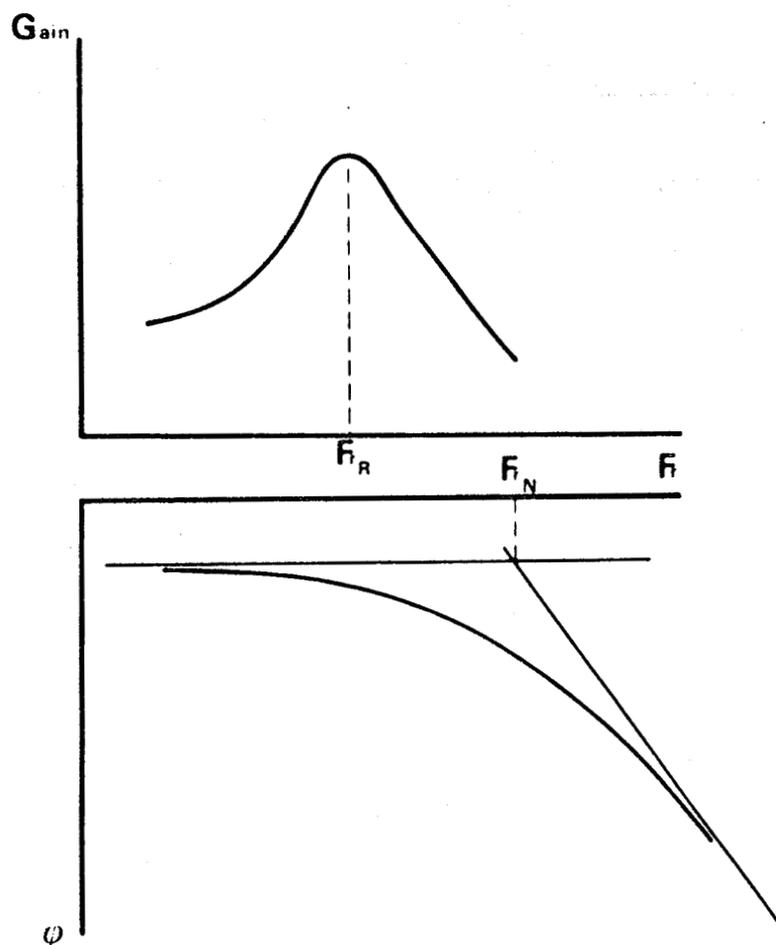


Figure 43

Diagrammes théoriques du gain et de la phase ( $\phi$ ) en fonction de la fréquence ( $F$ ).

Le gain est exprimé en décibels, la phase en degrés et la fréquence en Hertz. L'échelle des fréquences est logarithmique.



$$\omega_R = \omega_N \sqrt{1 - 2 \xi^2} \quad (56)$$

où  $\xi$  est une constante définie ci-dessus.

Ainsi, connaissant le moment d'inertie ( $I$ ) mesuré par ailleurs (v. chapitre II), il est théoriquement possible de calculer la raideur ( $K$ ) et la viscosité ( $\eta$ ) du système vibrant à partir des valeurs des fréquences naturelle et de résonance.

De l'expression (55), on tire la raideur  $K$

$$K = 4 \pi^2 I (Fr_N)^2 \quad (57)$$

Si  $I$  est exprimé en  $\text{kg.m}^2$  et  $Fr_N$  en Hz,  $K$  est exprimé en  $\text{N.m}^{-1}$ .

L'expression (54) permet de calculer la viscosité, il vient :

$$\eta = 2 I \omega_N \xi \quad (58)$$

Le coefficient  $\xi$  est calculé à partir de l'expression (56) :

$$\omega_R = \omega_N \sqrt{1 - 2 \xi^2} \quad \text{ou encore :}$$

$$\frac{\omega_R^2}{\omega_N^2} = 1 - 2 \xi^2 \quad (59)$$

$$2 \xi^2 = 1 - \frac{\omega_R^2}{\omega_N^2} \quad (60)$$

$$\xi = \sqrt{\frac{\omega_N^2 - \omega_R^2}{2 \omega_N^2}} \quad (61)$$

En remplaçant  $\xi$  par sa valeur dans l'expression (58), il vient :

$$\eta = 2 I \omega_N \sqrt{\frac{\omega_N^2 - \omega_R^2}{2 \omega_N^2}} \quad (62)$$

$$\eta = 2 I \sqrt{\frac{\omega_N^2 - \omega_R^2}{2}} \quad (63)$$

En remplaçant la pulsation par la fréquence, il vient :

$$\eta = 2 I \sqrt{\frac{4\pi^2 \{(Fr_N)^2 - (Fr_R)^2\}}{2}} \quad (64)$$

$$\eta = 4\pi I \sqrt{\frac{(Fr_N)^2 - (Fr_R)^2}{2}} \quad (65)$$

Si  $I$  est exprimé en  $\text{kg.m}^2$  et les fréquences en Hz, la viscosité dynamique est exprimée en Pascal.seconde (Pa.s). On établit les diagrammes de gain et de phase pour déterminer la fréquence de résonance et la fréquence naturelle dans chaque condition.

On pose que le gain est égal à  $\frac{I\theta''_{\max}}{Q}$  (66)

où :  $I$  est le moment d'inertie (exprimée en  $\text{kg.m}^2$ ) ;  $\theta''_{\max}$  la moyenne arithmétique des maxima de  $\theta''$  pour chaque série de 15 mouvements (exprimée en  $\text{rd.s}^{-2}$ ) ;  $Q$  l'EMG intégré de la totalité de la bouffée d'EMG du biceps ou de l'ensemble biceps et brachioradialis et du triceps (exprimé en pips par mouvement).

Le gain varie dans des proportions assez importantes, on l'a donc exprimé en décibels, soit 20 fois le logarithme décimal du rapport. Enfin, pour que le gain soit positif, on a multiplié le numérateur du rapport exprimant le gain par un facteur constant adéquat.

Le déphasage, entre l'entrée et la sortie, est défini comme l'intervalle qui sépare la fin de l'EMG du biceps du zéro d'accélération. Pour chaque item inertie-cadence, on mesure la moyenne et l'écart-type du déphasage exprimé en secondes. Pour chaque fréquence de mouvements, le déphasage est alors exprimé en degrés d'angle en multipliant la moyenne et l'écart-type par le rapport  $360/T$  où  $T$  est la période de la série de 15 mouvements considérée.

## 2 - Distorsion harmonique (D.H.)

Les variables cinématiques enregistrées sont au nombre de trois : le déplacement, la vitesse et l'accélération angulaires. En première analyse, l'accélération angulaire semble être le signal le plus adéquat pour le calcul de la D.H.. En effet, il est la dérivée seconde du déplacement par rapport au temps. Les déformations du tracé de ce dernier, accentuées par la double dérivation, sont plus aisément détectées. Cependant, outre les accélérations, les accéléromètres captent également les vibrations parasites. Or, ces dernières sont relativement importantes lorsque l'inertie est élevée et risquent de fausser les résultats. La vitesse angulaire n'est pas sensible aux vibrations parasites. Toutefois, malgré le bon rapport signal sur bruit du circuit de différentiation du signal potentiométrique, il subsiste un léger bruit de fond qui entraîne une légère indétermination. C'est pourquoi, seul le signal déplacement angulaire est utilisé pour la mesure de la D.H.

Dans chaque série de 15 mouvements, la D.H. a été mesurée sur le troisième, le sixième, le neuvième et le douzième mouvement (1 mouvement = 1 période). Chaque période est échantillonnée manuellement en intervalles égaux à l'aide d'un calibre. La lecture de l'amplitude du déplacement est appréciée à 0.75 degré près. Le calcul de la D.H. est effectué sur les six premières harmoniques ( $q = 6$  dans la formule de la D.H.). La moyenne arithmétique de la D.H. des quatre mouvements est considérée comme étant représentative de l'item inertie-cadence correspondant.

## 3 - Protocoles

Les différentes mesures ont été effectuées au cours des expérimentations II et III dont le protocole a été détaillé ci-dessus.

## II - RESULTATS

Seuls les résultats correspondent à trois inerties, les deux extrêmes ( $I_0$  et  $I_{10}$ ) et une intermédiaire ( $I_5$ ) sont rapportés ici. En effet, si l'inertie influe sur les résultats, cet échantillonnage est suffisant pour la mettre en évidence.

### 1 - Distorsion harmonique du déplacement

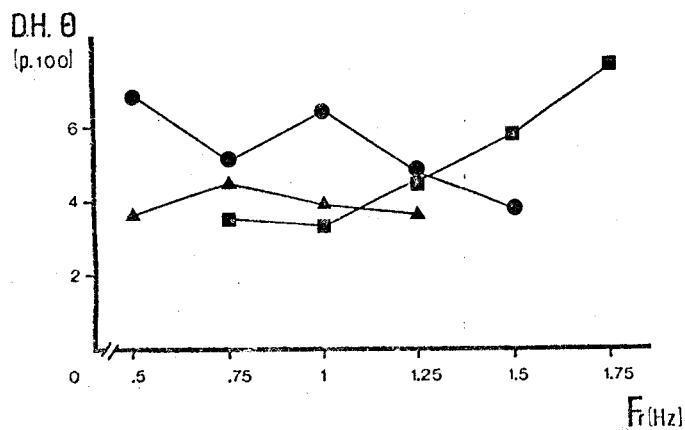
Dans tous les cas, la distorsion harmonique du déplacement (D.H.) reste faible ; elle est au maximum de 7.61 p.100.

En première approximation, elle semble varier avec l'inertie et la fréquence du mouvement.

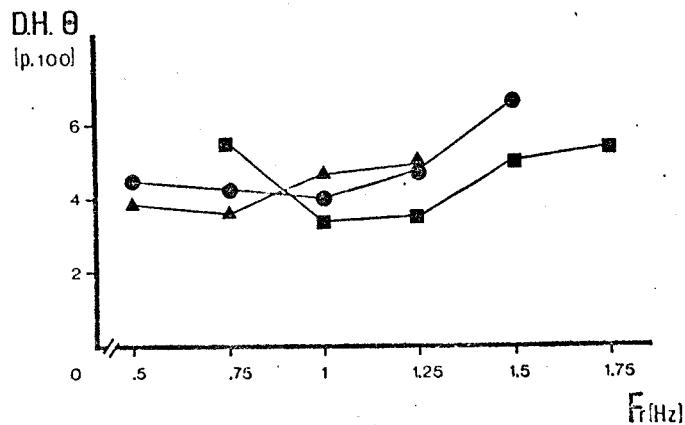
#### a) effet de la fréquence sur D.H.θ

Calculée sur les quatre mouvements d'une série de quinze, la D.H.θ varie avec la fréquence. Dans la plupart des cas, la relation  $D.H.θ = f(Fr)$  présente l'allure d'une courbe avec minimum (v. *figure 44*). Ceci est particulièrement net pour les sujets E.P. et F.L.. D'après l'hypothèse de départ, la fréquence pour laquelle la D.H. est minimale est une fréquence optimale ; on la désignera par le terme "fréquence optimale D.H.θ".

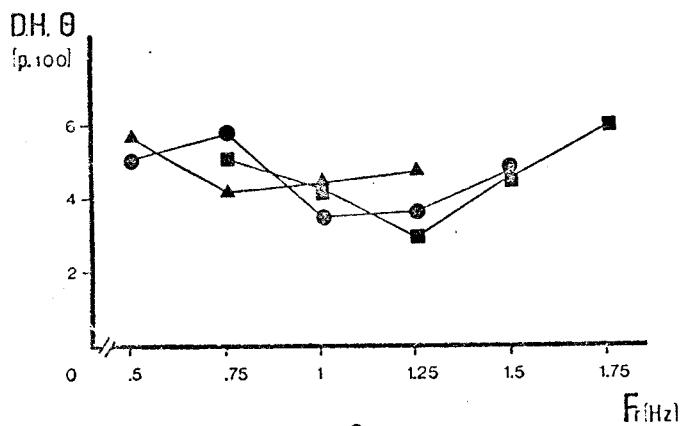
Les minima ainsi détectés ne sont pas critiques ainsi qu'on peut le constater sur le tableau 14 où sont reportées les moyennes de D.H.θ, l'écart-type correspondant et, pour chaque inertie, le résultat de la comparaison de la D.H. minimale avec les autres D.H.θ par le test "U" de MANN et WHITNEY.



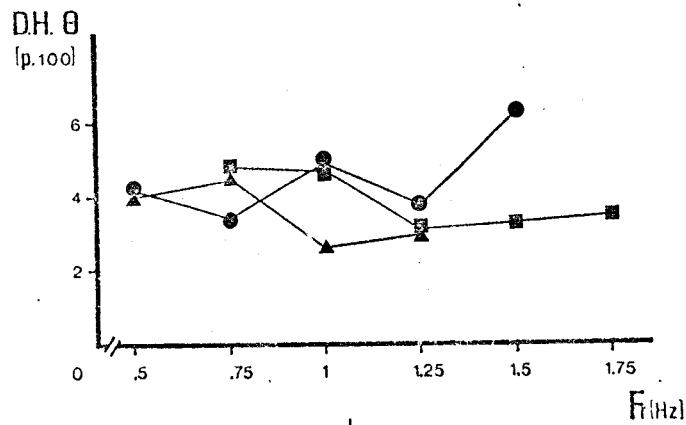
a



b



c



d

Figure 44

Relations entre la distorsion harmonique du déplacement angulaire (DH $\theta$ ) et la fréquence (Fr) du mouvement de va-et-vient.

La distorsion harmonique est exprimée en pour cent par rapport à la sinusoïde (0 p.100 correspond à la sinusoïde).

Trois inerties :  $I_0$  (■),  $I_5$  (●) et  $I_{10}$  (▲) ont été explorées.

Quatre sujets ont été examinés :

a : sujet J.D.

b : sujet F.L.

c : sujet E.P.

d : sujet J.P.V.

Fh (Hz)		0.50	0.75	1.00	1.25	1.50	1.75
Fh (muts/min)		30	45	60	75	90	105
J.D.	I <sub>0</sub>		3.49 0.92 P<.10	3.30 1.44 ⊖	4.55 1.13 P<.10	5.77 1.93 .05<P<.02	7.61 2.99 .05<P<.02
	I <sub>5</sub>	6.85 2.90 P = .10	5.08 1.18 .10<P<.05	6.42 2.57 .10<P<.05	4.72 1.41 P<.10	3.75 1.41 ⊖	
	I <sub>10</sub>	3.63 0.71 P<.10	4.47 2.65 P<.10	3.86 1.34 P<.10	3.62 1.26 ⊖		
F.L.	I <sub>0</sub>		5.46 2.61 P<.10	3.33 0.46 ⊖	3.47 1.20 P<.10	4.96 1.82 P<.10	5.34 0.85 .01<P<.001
	I <sub>5</sub>	4.49 0.70 P<.10	4.25 1.14 P<.10	3.94 0.86 ⊖	4.74 1.31 P<.10	6.56 1.98 P = .05	
	I <sub>10</sub>	3.84 2.11 P<.10	3.55 0.63 ⊖	4.62 1.48 P<.10	4.73 1.09 P<.10		
E.P.	I <sub>0</sub>		5.06 0.31 P = .01	4.23 0.22 .01<P<.05	2.94 1.11 ⊖	4.58 1.33 P = .10	5.97 3.35 P<.10
	I <sub>5</sub>	5.08 1.20 P<.10	5.75 3.28 P<.10	3.47 1.52 ⊖	3.61 0.89 P<.10	4.74 2.02 P<.10	
	I <sub>10</sub>	5.66 1.78 P<.10	4.17 1.51 ⊖	4.37 0.77 P<.10	4.68 1.23 P<.10		
J.P.V.	I <sub>0</sub>		4.83 1.21 .05<P<.02	4.67 1.65 P = .10	3.07 0.43 ⊖	3.18 1.17 P<.10	3.34 0.70 P<.10
	I <sub>5</sub>	4.22 0.92 P<.10	3.40 1.16 ⊖	4.88 1.03 P = .10	3.71 0.91 P<.10	6.17 3.57 P<.10	
	I <sub>10</sub>	4.02 2.91 P<.10	4.48 1.84 P = .10	2.61 0.60 ⊖	2.95 1.19 P<.10		

Tableau 14

Valeurs de D.H.0 pour chaque item inertie cadence pour les quatre sujets.

Dans chaque cadre apparaissent la moyenne (nombre supérieur) de la D.H.0 et l'écart-type (nombre intermédiaire) correspondant.

Pour chaque inertie, la D.H.0 minimale est repérée par le signe ⊖ ; les autres D.H.0 lui sont comparées par le "U" de MANN et WHITNEY ; le résultat de cette comparaison figure à la ligne inférieure.



### b) effet de l'inertie sur D.H.0

Pour une fréquence donnée, la D.H.0 ne semble pas varier de façon cohérente avec l'inertie.

Par contre, la fréquence optimale D.H.0 paraît être d'autant plus faible que l'inertie est importante. Cet effet est particulièrement net pour les inerties  $I_0$  et  $I_{10}$ .

## 2 - Courbes de gain

### a) gain du biceps

Le gain semble varier en fonction de la fréquence et de l'inertie (v. *figure 45*). Dans la majorité des cas, le gain croît avec la fréquence, passe par un maximum puis décroît. Dans certains cas, et pour le sujet J.P.V. en particulier, le maximum ne semble pas atteint.

Quoiqu'il en soit, dans la majorité des cas, il est possible de définir une fréquence dite de résonance d'après l'hypothèse de départ. Enfin, en règle générale, le gain est plus élevé pour les fortes inerties que pour les inerties faibles. De plus, il apparaît que la fréquence de résonance est sensible à l'inertie. D'une façon générale, la fréquence de résonance augmente quand l'inertie diminue.

### b) gain du biceps et du brachioradialis

Le fait de regrouper les résultats du biceps et du brachioradialis ne modifie pratiquement pas l'allure des courbes de gain. En particulier, les fréquences de résonance ne sont pas modifiées. Seules les valeurs des gains sont modifiées puisqu'il apparaît une grandeur plus importante au dénominateur du rapport qui exprime le gain (v. *figure 46*). Il semble donc que la participation relative du biceps

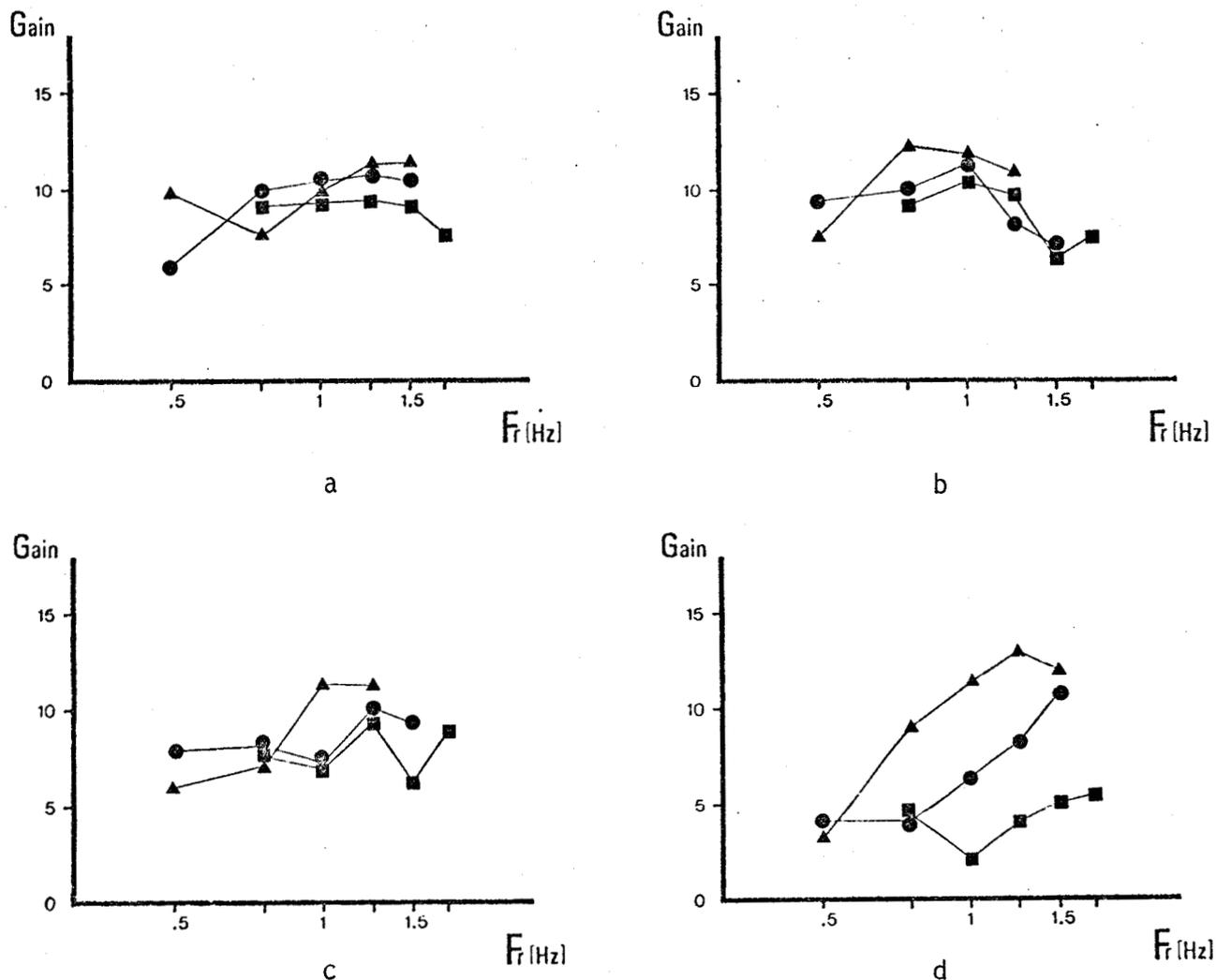


Figure 45

Relations entre le gain du BICEPS et le logarithme de la fréquence (Fr) des mouvements de va-et-vient.

Le gain est égal au rapport  $I_0''_{max}/Q_B$  où

$I_0$ , est le moment d'inertie de l'ensemble en rotation ( $kg.m^2$ )

$\theta''_{max}$ , est la moyenne des maxima de  $\theta''$  pour chaque item inertie-cadence ( $rd.s^{-2}$ )

$Q_B$ , est l'électromyogramme intégré du biceps pour un mouvement de l'item considéré (pips)

Le gain est exprimé en  $kg.m^2.rd.s^{-2}.pip^{-1}$ .

La fréquence est exprimée en hertz (Hz).

Trois inerties  $I_0$  (■),  $I_5$  (●) et  $I_{10}$  (▲) ont été explorées.

Quatre sujets ont été examinés :

a : sujet J.D.

b : sujet F.L.

c : sujet E.P.

d : sujet J.P.V.



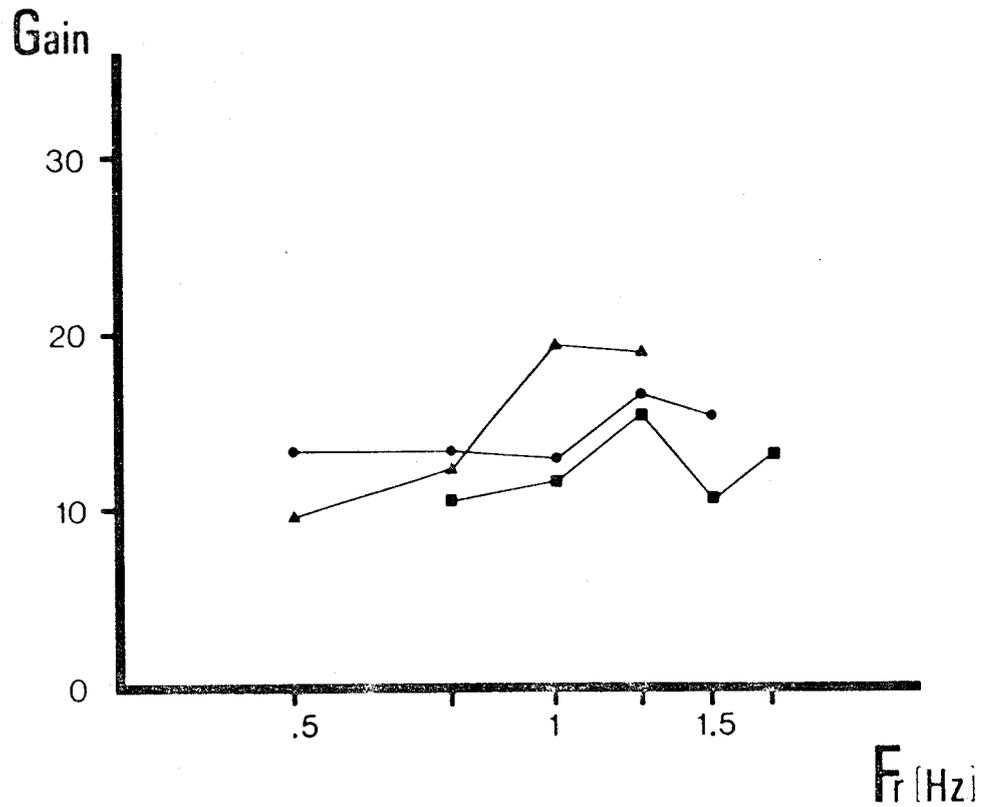


Figure 46

Relations entre le gain de l'ensemble BICEPS + BRACHIORADIALIS et le logarithme de la fréquence du mouvement de va-et-vient pour un sujet (E.P.) et trois inerties  $I_0$  (■),  $I_5$  (●) et  $I_{10}$  (▲).



et du brachioradialis reste pratiquement constante dans chaque condition. Ce fait est un argument en faveur de l'hypothèse suivant laquelle le biceps peut être considéré comme fléchisseur équivalent (BOUISSET, 1973).

Les valeurs des fréquences de résonance ont été reportées dans le tableau .

### c) gain du triceps

En première approximation, les courbes de gain du triceps sont semblables à celles des fléchisseurs (v. *figure 47*).

Pour une inertie donnée, le gain augmente lorsque la fréquence augmente. A trois exceptions près ( $I_{10}$  pour J.D. et F.L. et  $I_0$  pour F.L.) l'ensemble des courbes ne présentent pas de maximum. La fréquence de résonance n'est donc pas atteinte, contrairement à ce qui se produit pour les fléchisseurs.

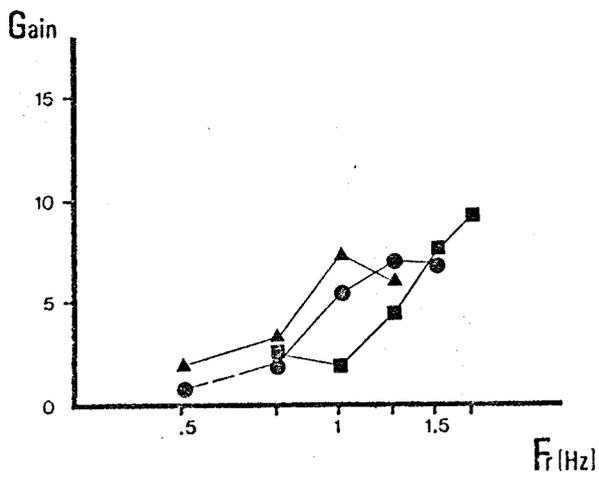
## 3 - Courbes de phase

Le zéro d'accélération est toujours en retard par rapport à la fin de l'EMG correspondant. Ce déphasage augmente avec la fréquence du mouvement de va-et-vient.

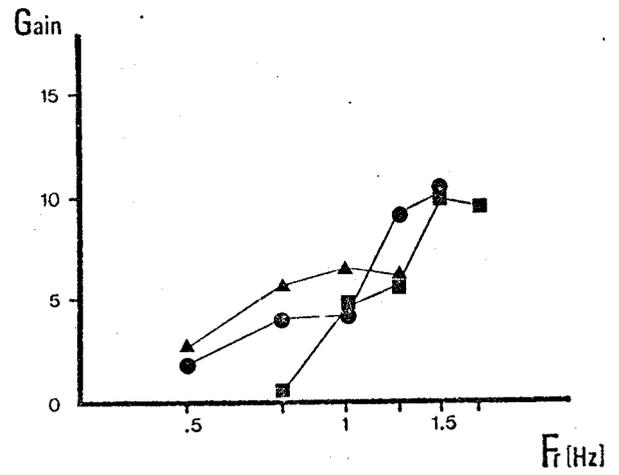
### a) phase du biceps

Les courbes de phase obtenues sur deux sujets sont comparables (v. *figure 48*) et semblent, en première approximation, correspondre aux courbes théoriques.

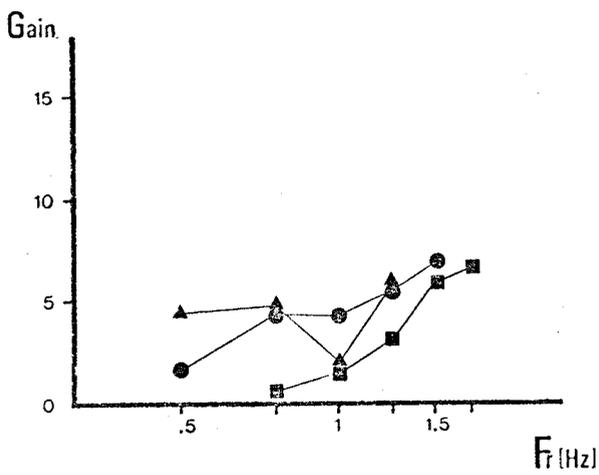
Par contre, pour les deux autres sujets, les courbes sont très éloignées des courbes théoriques sauf celle qui correspond à l'inertie la plus faible ( $I_0$ ) pour le sujet J.P.V..



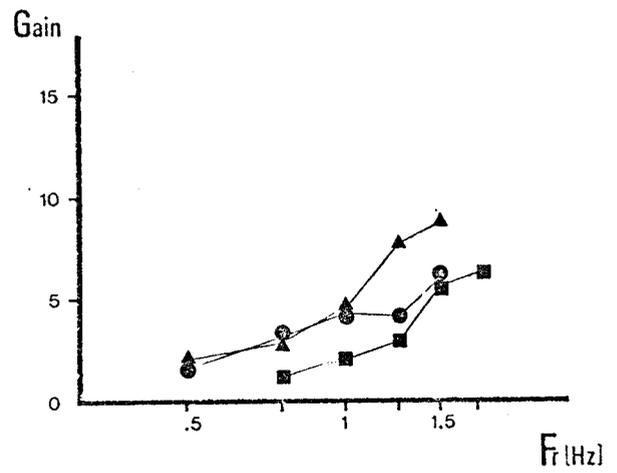
a



b



c



d

Figure 47

Relations entre le gain du TRICEPS et le logarithme de la fréquence ( $Fr$ ) du mouvement de va-et-vient.

(même légende que celle de la figure 45)



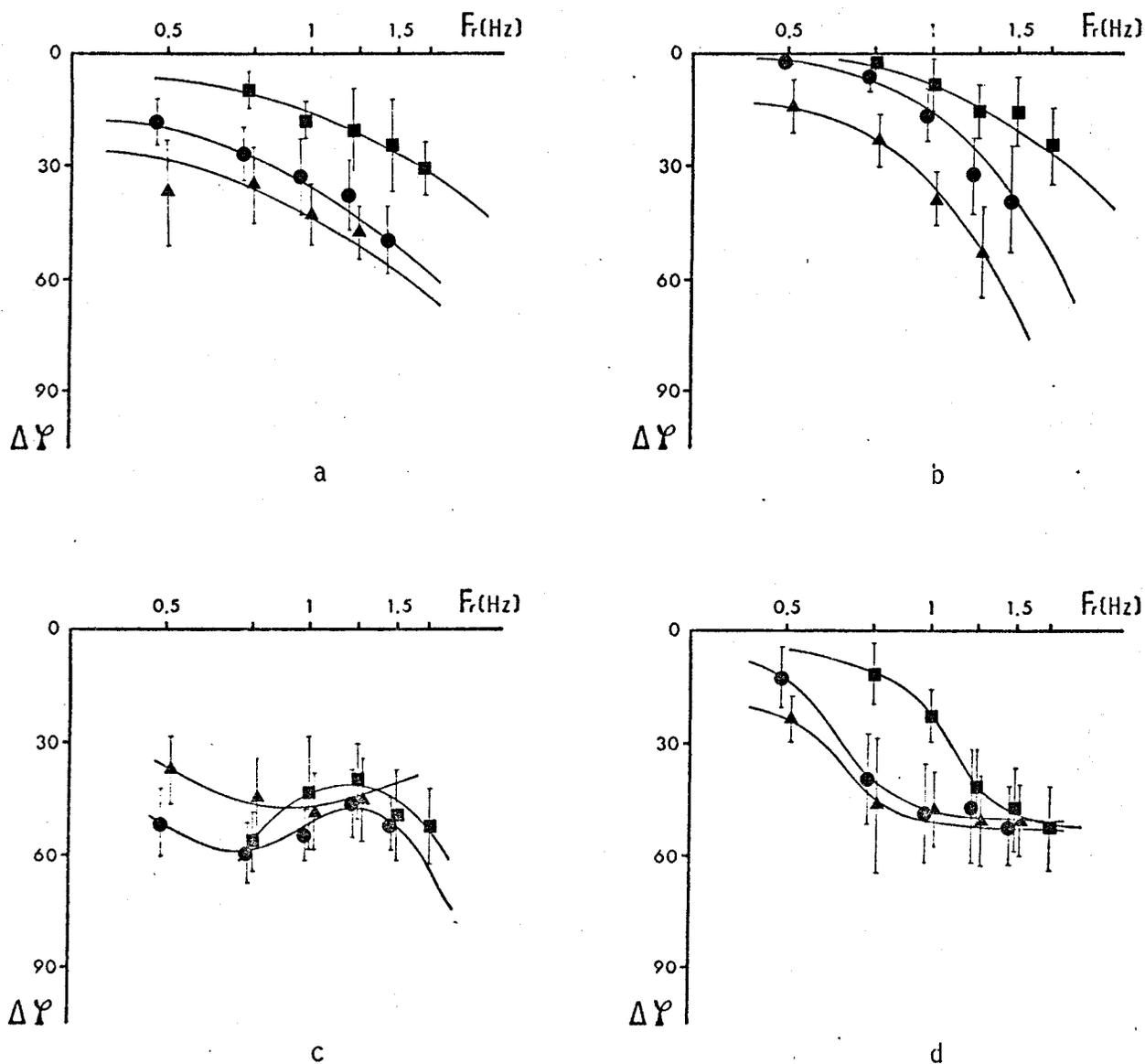


Figure 48

Relations entre le déphasage ( $\Delta\phi$ ) de l'EMG du BICEPS et du mécanogramme et le logarithme de la fréquence ( $F_r$ ) du mouvement.

Le déphasage est exprimé en degrés et la fréquence en hertz (Hz).

Trois inerties :  $I_0$  (■),  $I_5$  (●) et  $I_{10}$  (▲) sont explorées.

Les écart-types ont été portés de part et d'autre des valeurs moyennes de  $\Delta\phi$  déterminées dans chaque item inertie-cadence. Les courbes les plus probables ont été estimées et tracées.

Quatre sujets ont été examinés :

a : sujet J.D.

b : sujet F.L.

c : sujet E.P.

d : sujet J.P.V.



Lorsque la courbe de phase correspond à la courbe théorique, on trace les deux asymptotes dont le point de concours détermine la fréquence naturelle dont les valeurs sont reportées dans le tableau 15.

Il n'est pas apparu utile d'étudier les courbes de phase du brachioradialis. En effet, les dates d'apparition et de cessation d'activité sont toujours décalées d'une même durée par rapport à celles du biceps. Les courbes de phase du brachioradialis sont donc semblables à celles du biceps.

#### b) phase du triceps

Les tracés mécaniques ( $\theta''$ ) sont en retard par rapport aux EMG du triceps. Ce déphasage croît avec la fréquence (v. *figure 49*). Les résultats obtenus par deux sujets (J.D. et F.L.) correspondent aux courbes théoriques ; pour les deux autres sujets (E.P. et J.P.V.) les courbes s'en éloignent sensiblement.

Lorsque la courbe correspond à la théorie, on détermine la fréquence naturelle. Les résultats figurent dans le tableau 16.

#### c) comparaison des phases du biceps et du triceps

Pour un même sujet, en première approximation, les courbes de phase du biceps et du triceps sont relativement semblables. La phase du biceps est tantôt plus tantôt moins élevée que celle du triceps. Le sens de la différence est fonction des sujets ; pour un même sujet elle est fonction des conditions d'exécution des mouvements. Il n'est toutefois pas possible de dégager une tendance nette.

Pour un même sujet, il semble que le déphasage des tracés mécaniques par rapport aux EMG des muscles du groupe des fléchisseurs et des extenseurs varie de façon comparable en fonction des conditions d'inertie et de fréquence du mouvement. Les écarts des courbes de phase par rapport aux courbes théoriques se produisent pour les mêmes conditions et dans le même sens pour le biceps et pour le triceps.

Sujets	J.D.			F.L.			E.P.			J.P.V.		
	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K
$I_0$	1.25	1.10	8.5	1.00	1.15	9.9	1.25				1.00	7.8
$I_5$	1.25	0.75	14.3	1.00	1.00	25.9	1.25					
$I_{10}$	1.25	0.70	22.0	0.75	0.85	32.7	1.00			1.25		

Tableau 15

Fréquences naturelles ( $F_{rN}$ ) et fréquences de résonances ( $F_{rR}$ ) des différents sujets pour le BICEPS.

Les fréquences sont exprimées en Hz et les raideurs en  $N.m^{-1}$ .  
Les cases vides correspondent à des impossibilités de mesures (v. texte).





Sujets	J.D.			F.L.			E.P.			J.P.V.		
	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K	$F_{rR}$	$F_{rN}$	K
I <sub>0</sub>		1.25	10.98	1.50	1.32	13.07		1.17	9.84		1.15	10.34
I <sub>5</sub>		1.07	29.15		1.00	25.94						
I <sub>10</sub>	1.00	1.00	44.73	1.00	0.79	28.21						

Tableau 16

Fréquences naturelles ( $F_{rN}$ ) et fréquences de résonances ( $F_{rR}$ ) des différents sujets pour le TRICEPS.

Les fréquences sont exprimées en Hz et les raideurs en  $N.m^{-1}$ .  
Les cases vides correspondent à des impossibilités de mesures (v. texte).

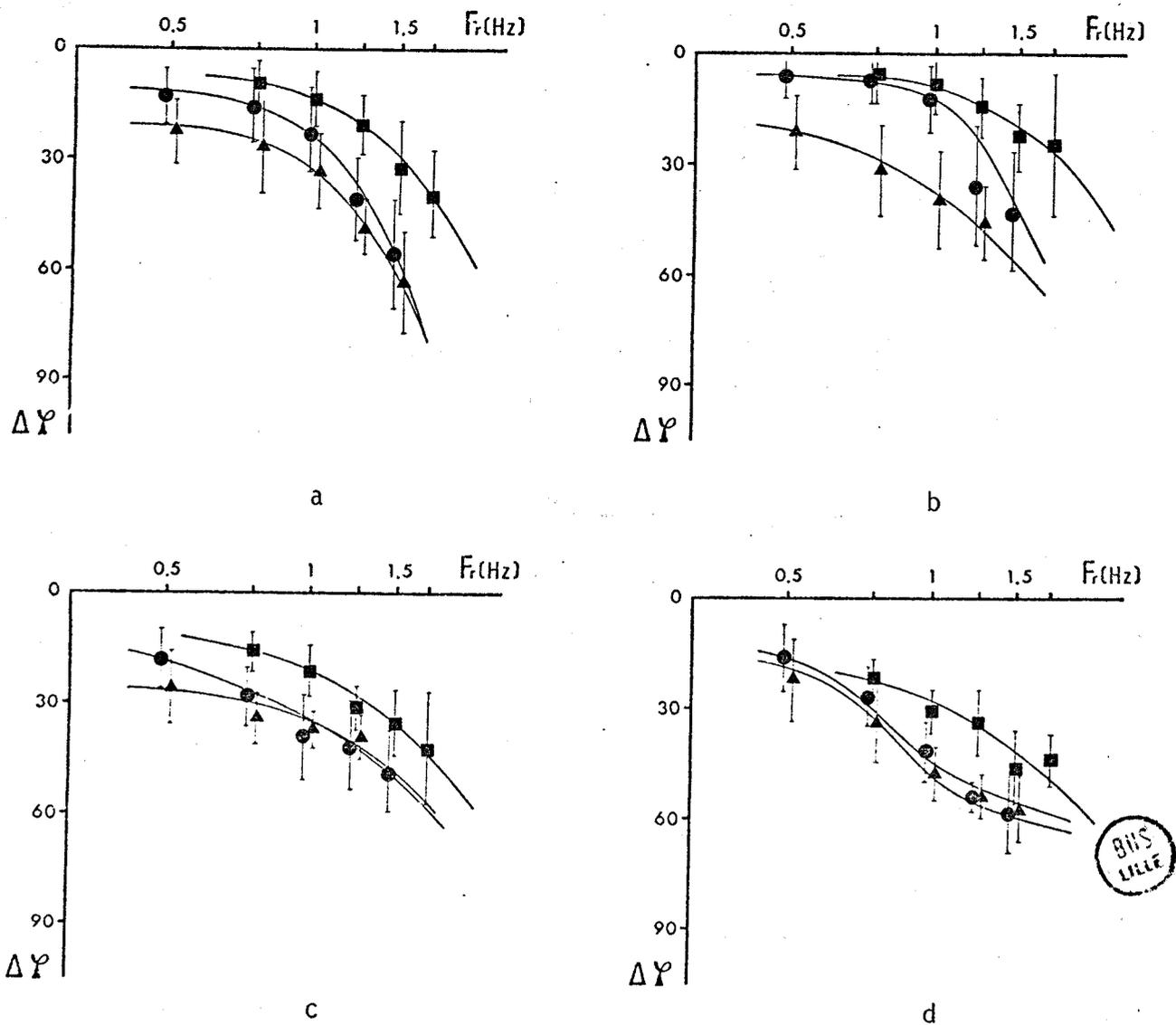


Figure 49

Relations entre le déphasage ( $\Delta\phi$ ) de l'EMG du TRICEPS et du mécanogramme et le logarithme de la fréquence ( $F_r$ ) du mouvement.

(Même légende que celle de la figure 48).

Malgré la relative imprécision des mesures et toutes conditions égales par ailleurs, il semble que la fréquence naturelle du triceps soit plus élevée que celle du biceps. Ceci est vraisemblablement la conséquence du fait que la compliance du triceps est plus faible que celle du biceps (v. *chapitre II*).

#### 4 - Calcul de la raideur et de la viscosité du système vibrant

##### a) calcul de la raideur (K)

Compte tenu de l'imprécision de la détermination de la fréquence naturelle, il apparaît que, pour un même sujet et une même inertie, les fréquences naturelles du biceps et du triceps sont du même ordre de grandeur.

Dans le cas où la fréquence naturelle a pu être déterminée, on calcule le coefficient de raideur du système d'après l'expression (5), le moment d'inertie (I) ayant été mesuré par ailleurs (v. *chapitre II*).

Les résultats individuels sont consignés dans les tableaux 15 et 16. La raideur obtenue est extrêmement faible au regard de celle déterminée au chapitre II. En effet, cette dernière varie entre  $10^4$  et  $10^6$  N.m<sup>-1</sup> alors que la raideur calculée ici est au maximum de 44.7 N.m<sup>-1</sup>. La comparaison ne doit toutefois pas être poussée plus avant car ces raideurs sont l'expression de deux réalités fondamentalement différentes. Dans un cas, il s'agit de raideurs musculaires variables en fonction de la force développée (v. *chapitre II*). Dans l'autre cas, il s'agit d'une raideur constante qui résulte de l'activité d'un ensemble complexe de systèmes dont on pense qu'il peut être modélisé sous forme d'un système linéaire du second ordre.

### b) calcul de la viscosité ( $\eta$ )

Pour calculer la viscosité, la fréquence naturelle doit être supérieure à la fréquence de résonance pour que le terme qui se trouve sous le radical de l'expression (7) soit positif et admette ainsi des racines réelles. Il s'avère que le cas ne se présente que deux fois. Dans toutes les autres conditions, il est impossible de calculer le coefficient de viscosité (v. *tableaux 15 et 16*). Dans les deux cas possibles, le coefficient de viscosité dynamique est égal à 1 Pascal.seconde pour  $I_0$  et 4.1 Pascals.seconde pour  $I_{10}$ .

La viscosité dynamique du système est extrêmement faible par rapport à celle du muscle au repos. Celle-ci est de  $28 \text{ g.cm}^{-2}.\text{s}$  (FENN et GARVEY, 1934) soit environ 2700 Pascals.seconde. Les remarques faites à propos des raideurs s'appliquent également dans le cas des viscosités.

## III - DISCUSSION

Au cours de la discussion, on abordera certains points particuliers à chacun des critères d'optimalité étudiés puis on tentera de comparer les résultats obtenus avec chacun de ces critères.

### 1 - Distorsion harmonique du déplacement angulaire et fréquences optimales

Avant de discuter de la signification du critère et des résultats obtenus, il est nécessaire d'évoquer la technique de mesure de  $DH\theta$  et en particulier, les raisons pour lesquelles seules six harmoniques ont été retenues pour cette mesure.

a) technique de mesure de D.H.θ.

Lors de la décomposition en série de FOURIER du tracé de déplacement angulaire, l'amplitude des harmoniques d'ordre supérieur à six est très faible dans la plupart des cas. A ce fait, on peut trouver deux ordres d'explication, l'un technique, l'autre physiologique. Du point de vue technique, le déplacement angulaire est enregistré par l'intermédiaire de galvanomètres dont la fréquence nominale est 80 Hz. En soi, cette fréquence est suffisante pour enregistrer sans distorsion le déplacement angulaire, cependant le galvanomètre n'en constitue pas moins un filtre pour les fréquences élevées.

Toutefois, ce filtrage est peu important par rapport à celui qui découle de l'échantillonnage manuel puisque la période minimale d'échantillonnage est de 1/41 de période dans le meilleur des cas. Il eût été préférable de disposer d'un échantillonnage plus dense. Cependant, avec 41 points par période, l'échantillonnage manuel est à la limite du pouvoir de résolution pour les fréquences de mouvements supérieures à 1 Hz.

Par ailleurs, l'échantillonnage manuel est susceptible de contribuer à la distorsion pour une part qu'il est difficile d'apprécier. Le recours à un mode automatisé de traitement des données aurait pu pallier ces inconvénients.

Du point de vue physiologique, on sait que, de par sa nature viscoélastique et son fonctionnement, le muscle se comporte comme un filtre passe-bas vis-à-vis de l'entrée que constituent les tracés d'impulsions de son nerf moteur (v. par exemple PARTRIDGE, 1966 ; GOTTLIEB et AGARWAL, 1971 ; STEIN et coll., 1972 ; ZIPP, 1975). Ces différentes raisons expliquent le choix de la limitation à six du nombre des harmoniques pour le calcul de D.H.θ.

b) dispersion des valeurs de D.H.θ

Au cours de chaque série de 15 mouvements, la D.H. varie parfois très sensiblement entre chacun des quatre mouvements choisis pour le calcul de D.H.. Ceci se traduit par un écart-type relativement élevé. Il semble toutefois que cette dispersion ne puisse pas être réduite par un apprentissage plus poussé.

En effet, on a vu que pour chaque item inertie-cadence, le SEC est relativement dispersé tout comme le sont d'autres caractéristiques des séries de mouvements de va-et-vient (SATO, 1963 ; CORSER, 1974).

Compte tenu de ces constatations, il semble qu'il soit préférable de calculer la D.H. sur chaque mouvement de la série et d'effectuer le calcul de la moyenne et de l'écart-type. Toutefois, le fait que la majorité des courbes de D.H. présentent la même allure semble indiquer que la D.H. calculée sur les quatre mouvements est représentative de l'item considéré.

c) signification de la D.H.θ minimale

La D.H.θ minimale indique l'existence de conditions d'exécution du mouvement pour lesquelles l'énergie, fournie par les muscles, est minimale. Le fait que la D.H. minimale soit peu sensible à l'inertie semble indiquer que les facteurs purement musculaires (force, puissance disponible) ne sont pas déterminants pour l'existence de la D.H.θ minimale. En un sens, la fréquence optimale D.H.θ peut être considérée comme "économique".

Dans le tableau 17 sont consignées les valeurs de forces et de vitesses musculaires maximum atteintes lors des fréquences optimales D.H.θ . Par référence au tableau 17 , il apparaît que ces vitesses et, dans une moindre mesure, des forces sont inférieures aux

Sujets	Inerties	Fr opt (Hz)	F <sub>B</sub> (N)	u <sub>B</sub> (m.s <sup>-1</sup> )	F <sub>T</sub> (N)	u <sub>T</sub> (m.s <sup>-1</sup> )
J.D.	I <sub>0</sub>	1.00	99	0.134	176	0.059
F.L.	I <sub>0</sub>	1.00	129	0.150	230	0.066
	I <sub>5</sub>	1.00	293	0.138	620	0.067
	I <sub>10</sub>	0.75	422	0.102	510	0.044
E.P.	I <sub>0</sub>	1.25	147	0.173	262	0.075
	I <sub>5</sub>	1.00	325	0.138	600	0.060
	I <sub>10</sub>	0.75	359	0.106	640	0.046
J.P.V.	I <sub>0</sub>	1.25	151	0.154	270	0.068
	I <sub>10</sub>	1.00	528	0.130	940	0.057

Tableau 17

Valeurs de force et de vitesse musculaires maximum mesurées dans les conditions de fréquence optimale D.H. (Fr opt) pour les quatre sujets.

forces et vitesses économiques et optimales de puissance déterminées au chapitre II. L'écart est d'autant plus sensible quand on remarque qu'il s'agit des valeurs maximales des forces et de vitesses musculaires atteintes au cours des conditions optimales D.H.θ. Il est, dès lors, évident que le fonctionnement des muscles équivalents dans les conditions optimales D.H.θ est éloigné des zones économiques et optimales définies lors de l'étude des propriétés mécaniques des muscles équivalents. Les conditions définies par la D.H.θ minimale sont plutôt des conditions optimales de fonctionnement de l'ensemble du système de commande et de régulation des mouvements de va-et-vient.

## 2 - Gain du système

Avant de discuter de la signification du gain, il est nécessaire de justifier son calcul et en particulier l'utilisation d'une valeur instantanée ( $\theta''_{\max}$ ) et d'une valeur globale temporelle (Q).

### a) méthodologie

D'un point de vue théorique, il eût été plus logique d'associer deux valeurs instantanées, à savoir  $\theta''_{\max}$  et la valeur du maximum de l'EMG redressé à deux alternances et filtré. Cependant, pour calculer le gain, il est préférable d'effectuer le rapport de deux valeurs globales plutôt que de deux valeurs instantanées. En effet, si le système est rigoureusement linéaire, pour une situation expérimentale donnée, l'instant de la mesure des deux paramètres instantanés est sans importance pour la valeur du gain. Par contre, si le système s'écarte sensiblement de la linéarité, la valeur du gain peut changer suivant l'instant de la mesure (v. par exemple PARTRIDGE, 1966). Le fait d'associer des valeurs globales peut atténuer les effets de non-linéarités éventuelles.

Choisie essentiellement pour des raisons de commodité, l'association d'une valeur globale temporelle ( $Q$ ) et d'une valeur instantanée ( $I_{\max}''$ ) peut se justifier si on peut montrer que cela revient à effectuer le rapport de deux valeurs globales.

On a montré que la distorsion harmonique des tracés mécaniques est toujours faible. On peut donc considérer qu'ils sont sinusoïdaux. Le tracé d'accélération angulaire correspondant aux seuls fléchisseurs ou aux seuls extenseurs peut être assimilé à une sinusoïde redressée à une alternance. Pour une telle fonction, il existe une relation biunivoque linéaire entre l'amplitude maximum et la valeur moyenne. Il est donc justifié d'utiliser une valeur globale et une valeur instantanée pour le calcul du gain. Ce raisonnement n'est évidemment valable que dans le cas où les mouvements sont quasiment sinusoïdaux.

#### b) signification du gain

Pour les différents sujets, on a étudié la relation qui lie le travail ( $W$ ) à  $I_{\max}''$ . Elle est linéaire (v. *figure 50*). Le coefficient de corrélation linéaire "r" de BRAVAIS-PEARSON est toujours significatif au seuil de .001.

Dans le chapitre précédent, on a montré que la relation  $Q = f(W)$  pouvait être assimilée à une relation linéaire.

De ces deux résultats, on déduit que  $I_{\max}''$  et  $Q$  sont liés linéairement et que le rapport  $I_{\max}''/Q$  a la même signification que le rapport  $W/Q$  c'est-à-dire celle d'un rendement électromyographique.

Cependant, le fait que les relations  $I_{\max}'' = f(W)$  et  $Q = f(W)$  sont de la forme  $y = ax$  entraîne que la relation  $I_{\max}'' = f(Q)$  l'est également. Par conséquent, le rapport  $I_{\max}''/Q$  est constant. Il est égal à la pente de la relation  $I_{\max}'' = f(Q)$ . Or, on a vu

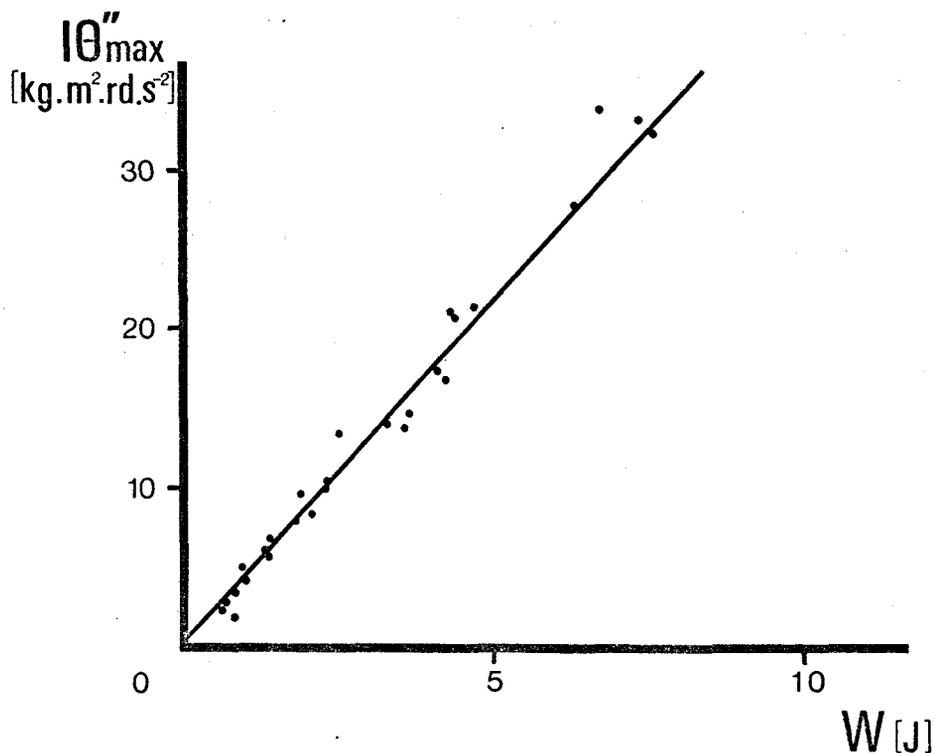


Figure 50

Relation  $I\theta''_{\max} = f(W)$  obtenue au cours des mouvements de va-et-vient.  
(sujet J.D.)

$I$ , est le moment d'inertie de l'ensemble en rotation ( $\text{kg.m}^2$ )  
 $\theta''_{\max}$ , est la moyenne des maxima de  $\theta''$  pour chaque item  
inertie-cadence ( $\text{rd.s}^{-2}$ )

$W$ , est le travail mécanique fourni par mouvement (J)

Toutes les inerties ont été confondues.

Le coefficient de corrélation linéaire " $r$ " de BRAVAIS-PEARSON est égal à .984 ; celui-ci est significatif au seuil de .001.

La droite de régression de  $I\theta''_{\max}$  en  $W$  ( $I\theta''_{\max} = 4.27 W + 0.37$ ) a été déterminée par une méthode de moindres carrés non pondérées.

que ce rapport variait avec les conditions d'exécution des mouvements. Toutefois, la contradiction n'est qu'apparente. Il est vraisemblable que la dispersion des relations masque l'effet de la fréquence et de l'inertie sur l'EMG intégré (Q) et que ces effets se manifestent lorsqu'on établit le rapport  $I\theta''_{\max}/Q$  pour chaque valeur. Il est évident que ce résultat tient à la nature même des mouvements de va-et-vient qui sont sinusoïdaux.

Dès lors, courbes de gain et courbes de rendement, peuvent être comparées. L'évolution de ces courbes en fonction de la fréquence est semblable. En particulier, le maximum se dessine assez difficilement dans les deux cas. Il semble que si les mouvements pouvaient être exécutés à des fréquences plus élevées, le maximum de rendement ou de gain serait plus net parce que celui-ci décroîtrait à mesure que la fréquence augmenterait. Or, il semble bien que les sujets ne puissent pas exécuter de mouvements pour des fréquences imposées plus élevées. Il est alors intéressant de connaître les raisons de la limitation en fréquence.

### 3 - Limitation de la bande passante des mouvements vers les fréquences élevées

Il semble que les deux facteurs limitant les plus importants soient l'inertie et l'amplitude du mouvement.

#### a) influence de l'inertie

La chute de la fréquence de vibration des segments corporels avec l'augmentation de l'inertie a été constatée par de nombreux auteurs (HAMOEN, 1962 ; FELDMAN, 1966 ; GYDIKOV, 1967 ; KNIGHT et DAGNALL, 1967 ; STILES et RANDALL, 1967 ; NEILSON, 1972 ; JOYCE et RACK, 1970, 1971 ; STILES, 1975).

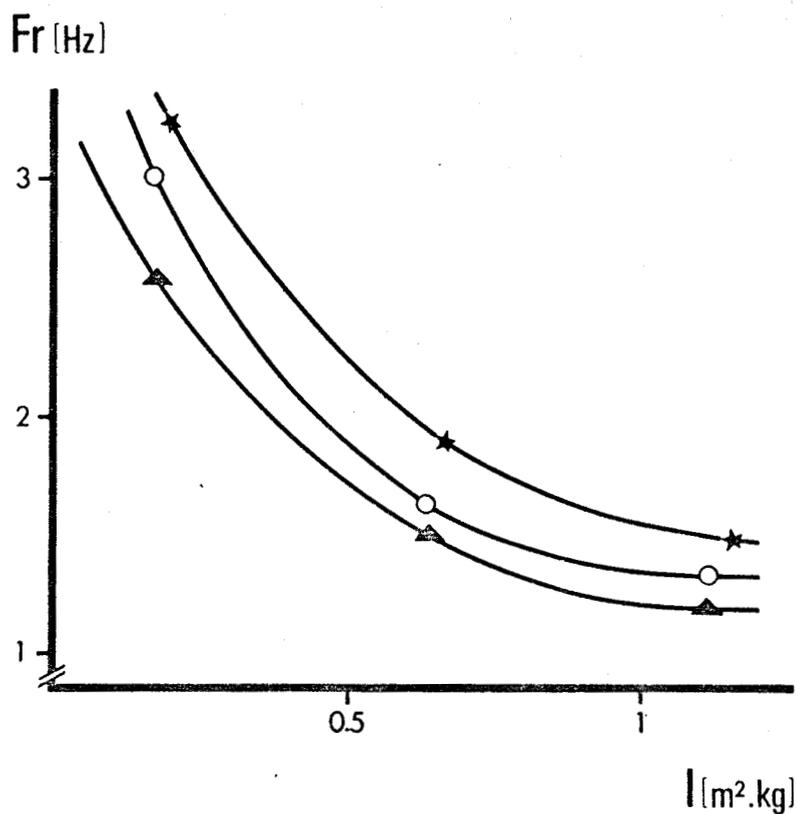


Figure 51

Relation entre la fréquence maximale des mouvements de va-et-vient ( $F_R$ ) (en Hz) et l'inertie pour 3 sujets (D.M.C., F.G. et F.L.) (Expérimentation III).

○ D.M.C.      ▲ F.G.      ★ F.L.

Les courbes les plus probables ont été tracées.

Au cours de l'expérimentation III, on a demandé aux sujets d'effectuer les mouvements de va-et-vient le plus rapidement possible en respectant l'angulation ( $+ 30^\circ$ ). Trois inerties ont été utilisées ( $I_0$ ,  $I_5$  et  $I_{10}$ ). La fréquence maximum atteinte décroît avec l'inertie (v. *figure 51*). Cette fréquence maximum est fonction des sujets ; elle semble être en relation avec la force maximale ( $F_0$ ) des fléchisseurs et des extenseurs (par exemple,  $F_0$  du triceps = 4550 N pour le sujet F.L. et 3990 N pour le sujet F.G.).

Pour un même sujet, on mesure la force maximum développée par les muscles équivalents au cours de ces mouvements. Cette force est toujours très inférieure à  $F_0$ , elle est égale à environ  $0.5 F_0$ . Toutefois, cette référence n'est que de peu d'intérêt. En effet, cette valeur de force maximum est atteinte à la fin du freinage du mouvement précédent, c'est-à-dire à la fin d'un travail en allongement. Dans ce cas, la force développée est nettement supérieure à  $F_0$  (KATZ, 1939) si on suppose que le niveau d'excitation est maximum.

Il ne semble donc pas que ce soit les performances mécaniques des muscles en tant que telles qui limitent la bande passante des mouvements de va-et-vient vers les fréquences élevées. Si on admet que l'apprentissage des mouvements est terminé, il est vraisemblable que le temps de traitement nécessaire à la comparaison des informations visuelles et auditives par les structures nerveuses supérieures reste constant d'une série de mouvements à une autre. La limitation en fréquence se situe nécessairement au niveau de la commande nerveuse des muscles.

PERTUZON (1972) a montré que le temps de contraction croît avec l'inertie et que la vitesse de contraction décroît avec l'inertie. La vitesse de contraction évolue comme la vitesse de croissance des EMG. Il est donc logique d'attribuer la chute de vitesse de contraction aux modalités de recrutement spatio-temporel des unités motrices.

La limitation de recrutement n'est vraisemblablement pas due à une augmentation de l'inhibition par les cellules de RENSCHAW ni par une défacilitation d'origine fusoriale. Par contre, HOUK et coll. (1970) estiment que le gain de la boucle de rétroaction négative des organes tendineux est de l'ordre de 60 à 75 p.100 de la valeur globale du feedback négatif en tension. Le fait qu'une résistance externe importante (inertie élevée) entraîne une contrainte élevée au niveau des tendons expliquerait ainsi la diminution du recrutement spatio-temporel des unités motrices lorsque l'inertie augmente.

La bande passante des mouvements de va-et-vient semble donc être limitée vers les fréquences hautes par la diminution du recrutement des unités motrices lorsque l'inertie augmente.

b) influence de l'amplitude du mouvement

Calculée par extrapolation des courbes de la figure 51 pour l'inertie du segment avant-bras plus main, la fréquence maximale de mouvement ne semble pas excéder 4 Hz dans le meilleur des cas. Cette valeur est relativement inférieure à celles trouvées par JOYCE et RACK (1974). La fréquence maximale peut atteindre 8 à 12 Hz et parfois davantage pour certains sujets. Cependant dans ce cas, l'amplitude du mouvement, mesurée au niveau de la main, n'est que de l'ordre du millimètre.

Dans les cas où les mouvements du segment avant-bras plus main sont limités à 10 degrés de part et d'autre de 90 degrés, la fréquence maximale chute à des valeurs comprises entre 4 et 6 Hz (NEILSON, 1972). Pour une angulation de  $\pm 20$  degrés, elle n'est plus que de 2 Hz (FRITH, 1973). Ces dernières valeurs semblent relativement faibles par rapport à celles obtenues sur les sujets de l'expérimentation III.

Une grande amplitude de mouvement est donc un facteur important de la limitation de la bande passante vers les fréquences hautes. Il semble que dans ce cas il faille invoquer également l'intervention d'un mécanisme nerveux de limitation du recrutement spatio-temporel des unités motrices et non une limitation ayant pour origine les propriétés des structures impliquées dans les mouvements (ROSENTHAL et coll., 1970 ; JOYCE et RACK, 1974). Le mécanisme nerveux responsable semble toutefois moins évident que celui invoqué à propos du rôle joué par l'inertie. Les auteurs cités précédemment attribuent un rôle prépondérant aux réflexes et en particulier au réflexe d'étirement.

#### 4 - Fréquence naturelle et système linéaire du second ordre

FELDMAN (1966) estime que la fréquence naturelle du segment avant-bras plus main est égale à 3 Hz. Si on considère que le système est du second ordre et linéaire, la fréquence naturelle est proportionnelle à la racine carrée de l'inverse du moment d'inertie ( $I$ ) (v. équation 3).

L'inertie de l'équipage mobile ( $I_0$ ) et du segment avant-bras plus main ( $I_{MAB}$ ) est égal au triple de  $I_{MAB}$  ; elle est dix fois plus élevée pour  $I_5$  et 20 fois plus élevée pour  $I_{10}$ .

Les fréquences naturelles correspondant à ces trois inerties, en prenant comme fréquence naturelle du seul segment 3 Hz, sont respectivement 1.85 Hz, 1 Hz et 0.75 Hz.

La fréquence naturelle correspondant à  $I_0$  est sensiblement plus élevée que celles des tableaux 15 et 16 lesquelles correspondent davantage aux résultats de PFAHL (1924, 1925) et WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b).

Par contre, les fréquences naturelles correspondant à  $I_5$  et  $I_{10}$  sont relativement semblables à celles des tableaux 15 et 16 .

L'imprécision de la détermination des fréquences naturelles à partir des courbes de phase n'est pas suffisante pour rendre compte des écarts constatés. Il semble que l'équation (3) ne puisse être utilisée sous cette forme que pour le calcul de la valeur approchée de la fréquence naturelle. Par ailleurs, il apparaissait que les courbes de gain ne sont pas toujours conformes à la théorie du système linéaire du second ordre.

Enfin, le fait que les fréquences de résonance sont inférieures aux fréquences naturelles dans la plupart des cas tend à montrer qu'il ne s'agit pas d'un système linéaire du second ordre.

Ces résultats étaient toutefois assez prévisibles. En effet, les différents éléments qui constituent le système de régulation et de commande des mouvements sont pour la plupart non linéaires (v. par exemple PARTRIDGE, 1966 ; ROSENTHAL et coll., 1970 ; BERTHOZ et METRAL, 1972).

##### 5 - Comparaison des résultats du gain et de la D.H.0

Même si les courbes de gain avaient présenté un maximum, d'après la discussion qui précède, il est évident que les résultats du gain et de la D.H.0 n'eussent pas été comparables. En effet, la D.H.0 permet d'analyser le fonctionnement de la totalité du système de régulation et de commande du mouvement tandis que le gain ne permet d'étudier le fonctionnement que d'une partie du système. Enfin, on en veut pour preuve que la D.H.0 présente des minima alors que le gain présente plus difficilement des maxima dans la gamme des fréquences étudiées.

#### IV - CONCLUSION

L'hypothèse selon laquelle le mouvement de va-et-vient du segment avant-bras plus main est régi par une équation linéaire du second ordre ne semble pas vérifiée. Il semble d'une part que le projet initial était trop ambitieux par rapport aux données disponibles et d'autre part que le modèle était trop simple.

Toutefois, on peut considérer que les résultats obtenus à l'aide des courbes de gain et de phase sont intéressants en tant que tels. Les courbes de gain permettent de tirer des conclusions sensiblement identiques à celles qui résultent de l'étude du rendement électromyographique. Ces deux critères sont, en effet, l'expression du fonctionnement musculaire. Il apparaît que dans les limites de l'expérimentation le gain et le rendement électromyographique maximums ne sont pas atteints. Les fréquences naturelles mesurées sur les courbes de phase sont assez semblables à celles obtenues par d'autres auteurs au moyen de techniques différentes.

Enfin, la distorsion harmonique du déplacement semble être un indice sensible et fiable pour déterminer les conditions optimales de fonctionnement de l'ensemble du système de régulation et de commande des mouvements de va-et-vient.

CHAPITRE V

## DISCUSSION GENERALE

<u>I - ETUDE ET COMPARAISON DES DIFFERENTS CRITERES D'OPTIMALITE</u>	215
1 - Mouvements isolés	217
2 - Mouvements de va-et-vient	217
a - rendement électromyographique et gain	
b - variations interindividuelles	
c - comparaison des différentes conditions optimales	
$\alpha$ - SEC relatif	
$\beta$ - rendement EMG et gain	
$\gamma$ - D.H. $\theta$	
3 - Simulation d'un mouvement exécuté dans des conditions optimales de puissance	221
a - principe	
b - résultats	
$\alpha$ - point de vue cinématique	
$\beta$ - point de vue mécanique	
<u>II - PROPRIETES MECANIQUES DES MUSCLES EQUIVALENTS</u>	224
1 - Muscles lents et muscles rapides	224
a - propriétés histochimiques et innervation	
b - point de vue mécanique	
2 - Fléchisseur et extenseur équivalents	226
<u>III - FONCTIONNEMENT DU SYSTEME DE COMMANDE ET DE REGULATION DU MOUVEMENT</u>	228
1 - Hypothèse d'un fonctionnement en servomécanisme	228
2 - Hypothèse d'un système auto-adaptatif	230
3 - Rythmes centraux et rythme optimal	233

Après avoir passé en revue les résultats obtenus à l'aide des différents critères d'optimalité, il apparaît nécessaire de comparer ces résultats entre eux. La comparaison fera l'objet de la première partie de la discussion.

A plusieurs reprises, il est apparu que le fléchisseur équivalent et l'extenseur équivalent étaient des muscles différents à plusieurs titres. On a émis l'hypothèse que le fléchisseur équivalent était un muscle plus rapide que l'extenseur équivalent. On examine à nouveau cette hypothèse à l'aide des différents résultats obtenus dans cette étude et de ceux de la littérature dans la deuxième partie de la discussion.

Les critères d'optimalité étudiés au cours de ce travail concernent principalement les muscles et les variables mécaniques. Ces indices ne constituent que l'expression de l'activité du système de régulation du mouvement. Dans une troisième partie de la discussion, on a tenté d'interpréter certains résultats en fonction des données de la littérature sur le fonctionnement du système neuromusculaire.

## I - ETUDE ET COMPARAISON DES DIFFERENTS CRITERES D'OPTIMALITE

Le tableau 18 regroupe les différentes conditions définies comme optimales suivant les différents critères retenus.



Critère	SEC relatif		Rendement EMG		Gain B + BR								Gain T		D.H.O					Eco	Opt. de puissance		
	IS	VV	IS	VV	VV								VV		VV					IS	IS		
$u_B$ max (m/s)	0.09	0.10			0.17	0.13	0.17	0.13	0.17	0.13	0.17	0.13	0.17	0.13	0.17	0.13	0.13	0.13	0.10	0.13	0.10	0.24	0.42
$u_T$ max (m/s)	0.04	0.04			0.07	0.06	0.07	0.06	0.07	0.06	0.07	0.06	0.07	0.06	0.07	0.06	0.06	0.06	0.04	0.06	0.04	0.25	0.20
$F_B$ max (N)	170 à 250	70	70	200	150	115	480	320	800	575	410	275	575	150	115	320	575	410				1000	645
$F_T$ max (N)	210 à 350	120	120	300	265	205	860	575	1430	1020	740	490	1020	265	205	575	1020	740				540	660
Inerties (kg.m <sup>2</sup> )	$I_3$ $I_5$ $I_7$	$I_0$	$I_0$	$I_5$ $I_{10}$	$I_0$	$I_5$	$I_0$	$I_5$	$I_0$	$I_{10}$	$I_0$	$I_0$	$I_{10}$	$I_0$	$I_5$	$I_0$	$I_5$	$I_{10}$					
Fréquences (Hz)		0.75	0.50		1.25	1.00	1.25	1.00	1.25	1.00	0.75	1.50	1.00	1.25	1.00	1.25	1.00	0.75	1.00	0.75			
$\theta'$ max (rad/s)	2.10 à 2.40	2.50	1.50		4.20	3.35	4.20	3.35	4.20	3.35	2.50	4.85	3.35	4.20	3.35	4.20	3.35	2.50	3.35	2.50			
Sujets	JPV	FL EP JPV	JPV	JPV	JD EP	FL	JD EP	FL	JD JPV	EP	FL	FL	JD FL	EP JPV	JD FL	EP JPV	FL EP	JD FL	EP JPV	FL EP	JPV	FL EP	

Tableau 18

Conditions optimales d'exécution des mouvements isolés et de va-et-vient d'après les différents critères étudiés.

Pour la signification des symboles se reporter au texte.

Il convient d'abord de distinguer les mouvements isolés des mouvements de va-et-vient.

### 1 - Mouvements isolés

Le rendement EMG ne permet pas de définir des conditions "économiques" du point de vue électromyographique. Il est vraisemblable que le rendement maximum n'est pas atteint parce que la gamme des vitesses explorées n'est pas suffisante, surtout en ce qui concerne les vitesses élevées.

Le SEC relatif permet de définir des conditions optimales pour un sujet seulement. Dans ce cas, il est intéressant de constater que les conditions optimales de vitesse correspondent aux mouvements exécutés à la vitesse qualifiée de spontanée. Le tableau 18 montre que les forces et vitesses musculaires maximum obtenues au cours des mouvements optimaux sont très nettement inférieures aux forces et vitesses économiques et optimales de puissance des deux muscles équivalents. Cet écart est vraisemblablement dû au fait que dans un cas il s'agit de conditions optimales et économiques des muscles équivalents en tant que tels et dans l'autre cas qu'il s'agit d'un critère qui tient compte du fonctionnement du système de commande et de régulation du mouvement et des propriétés mécaniques des muscles. Quoi qu'il en soit, on rencontre une réelle difficulté à mettre en évidence des conditions optimales d'exécution de ces mouvements isolés. On verra par la suite à quoi on peut vraisemblablement attribuer ces difficultés.

### 2 - Mouvements de va-et-vient

#### a) rendement électromyographique et gain

On a vu que ces deux critères sont quasiment identiques. Or, le gain du biceps et du brachioradialis semble définir des conditions

optimales alors que le rendement EMG ne le permet pas. Cette divergence s'explique par la façon dont est calculé le rendement électromyographique. L'EMG intégré qui entre dans le calcul du rendement est la somme des EMG intégrés de trois muscles : le biceps, le brachioradialis et le triceps. Or, le gain du triceps ne passe pas par un maximum lorsque la fréquence des mouvements augmente. Il semble que le calcul du rendement EMG sur les seuls biceps et brachioradialis aurait donné des résultats identiques à ceux du gain de ces deux muscles et que l'introduction du triceps dans le rendement EMG a pour effet de déplacer le maximum vers les fréquences hautes.

Cela permet également de constater que le rendement EMG maximum des fléchisseurs est atteint pour des fréquences plus faibles que celles des extenseurs. Ce fait est à mettre en relation avec les propriétés mécaniques différentes des fléchisseurs et des extenseurs. Pour un item donné, le couple externe développé par le fléchisseur et l'extenseur équivalent est le même. Compte tenu des bras de leviers respectifs, la force du fléchisseur équivalent est inférieure à celle de l'extenseur équivalent. Il s'en suit que la raideur de l'extenseur équivalent est supérieure à celle du fléchisseur équivalent et détermine une fréquence de résonance supérieure pour le triceps.

#### b) variations interindividuelles

Le tableau 18 montre que, pour un critère donné, les conditions optimales sont différentes suivant les sujets considérés. C'est la raison pour laquelle tout au long de l'étude des différents critères, les moyennes inter-sujet n'ont jamais été effectuées. Ceci s'explique par le fait que les propriétés mécaniques des muscles, les constantes biomécaniques des segments, le degré d'apprentissage varient d'un sujet à l'autre.

Dès lors, la comparaison des conditions optimales définies par les différents critères ne peut s'effectuer que pour un même sujet.

c) comparaison des différentes conditions optimales

$\alpha$  - *SEC relatif* :

Il apparaît que les conditions optimales ne coïncident pratiquement pas entre elles. En particulier, les fréquences optimales définies par le SEC relatif sont plus faibles que celles définies par les autres critères d'optimalité. Pour WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926 b) et WACHHOLDER (1934) les fréquences optimales sont toujours des fréquences qualifiées de moyennes, c'est-à-dire entre 40 et 45 mouvements par minute. Pour une inertie et une amplitude de mouvement équivalentes, la fréquence optimale déterminée ici est de 45 mouvements par minute. Ces cadences sont liées à une "sensation d'exécution élastique" des mouvements (WACHHOLDER, 1934). Ces cadences sont d'ailleurs les mêmes que celles des mouvements exécutés à fréquence "spontanée". Ces résultats ont été confirmés par ailleurs (CNOCKAERT, 1968).

Le fait que les fréquences moyennes soient qualifiées d'optimales peut s'expliquer du point de vue du comportement de la composante élastique série.

On sait que la restitution de l'énergie élastique stockée dans la composante élastique série est un phénomène transitoire (CAVAGNA et CITTERIO, 1975) dont la durée est limitée.

Si la fréquence du mouvement est trop faible, on a vu que l'EMG se présente en bouffées isolées. A chaque bouffée, la composante contractile réétire la composante élastique qui stocke de l'énergie élastique. Mais pour que cette énergie soit restituée, il est nécessaire que la composante contractile soit activée (CAVAGNA et coll., 1968). L'activation de la composante contractile ne doit donc se faire qu'en une seule phase. Ceci est réalisé pour des fréquences "moyennes" et élevées. Cependant, si la fréquence est trop importante, la

restitution de l'énergie élastique n'a pas le temps d'être totale car les muscles antagonistes entrent en jeu pour arrêter et inverser le mouvement et une partie de l'énergie élastique est alors perdue. Le SEC relatif maximum permet donc de déterminer les conditions pour lesquelles l'énergie élastique restituée est maximale.

$\beta$  - rendement EMG et gain :

Il est intéressant de constater (*tableau 18*) que dans tous les cas les vitesses musculaires maximum correspondant aux conditions optimales sont très inférieures aux vitesses économiques et optimales de puissance des muscles équivalents. Encore convient-il de constater qu'il s'agit, dans un cas de valeurs instantanées maximales et dans l'autre de valeurs constantes. Dans la gamme des fréquences étudiées, la vitesse musculaire du fléchisseur équivalent varie de 0.035 à 0.244 m.s<sup>-1</sup> et celle de l'extenseur équivalent de 0.015 à 0.105 m.s<sup>-1</sup>. Il n'est donc quasiment jamais possible aux muscles équivalents de se trouver dans les conditions de vitesses économiques ou optimales de puissance. On a vu précédemment que la diminution de l'amplitude du mouvement permet une augmentation de fréquence des mouvements. Toutefois, cette augmentation de fréquence ne se traduit pas par une augmentation de vitesse angulaire. En effet, si le mouvement reste sinusoïdal à une amplitude moitié de l'amplitude initiale et une fréquence double de la fréquence initiale correspond la même vitesse musculaire (*v. équation (1) du Chapitre III*).

Les conditions économiques et optimales de puissance ne concernent que les muscles équivalents en tant que tels. Le rendement EMG et le gain permettent de définir les conditions économiques des muscles impliqués dans des mouvements volontaires anisométriques anisotoniques sous-maximaux.

$\gamma - D.H.\theta$  :

On a vu précédemment que la D.H. $\theta$  permet de déterminer les conditions optimales de fonctionnement de l'ensemble du système de commande et de régulation du mouvement de va-et-vient.

Ainsi, chacun des critères étudiés correspond aux conditions optimales de fonctionnement de sous systèmes différents.

### 3 - Simulation d'un mouvement exécuté dans des conditions optimales de puissance

#### a) principe

Ayant défini des conditions économiques et optimales de puissance pour les muscles équivalents, il est intéressant de voir quel est le déroulement temporel des variables angulaires ( $\theta$ ,  $\theta'$  et  $\theta''$ ) d'un mouvement qui obéirait à ces conditions. On va donc simuler numériquement un mouvement pour lequel la force et la vitesse du muscle équivalent seront optimales ( $F_{opt}$  et  $u_{opt}$ ). Il n'est pas nécessaire d'exécuter les calculs pour les conditions économiques car l'allure des tracés de  $\theta$ ,  $\theta'$  et  $\theta''$

F et u étant données, pour chaque valeur de  $\theta$  (de 2 en 2 degrés entre 30 et 120 degrés), on calcule les valeurs de  $\theta'$  et  $\theta''$  à partir des équations de la figure 6 (*Chapitre II*), soit :

$$\theta' = u * \frac{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta}}{ab \sin \theta} \quad (67)$$

$$\theta'' = \frac{F}{I} * \frac{ab \sin \theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta}} \quad (68)$$

On dispose ainsi des relations  $\theta' = f(\theta)$  et  $\theta'' = f(\theta)$ . Il est alors nécessaire de déterminer l'évolution de  $\theta$  en fonction du temps. Pour cela, il suffit d'exprimer qu'à chaque instant (t), la longueur du muscle équivalent est égale à la longueur initiale ( $l_{30}$ ) diminuée du produit  $u \cdot t$ . Il vient :

$$l = \sqrt{a^2 + b^2 + 2 ab \cos \theta} = l_{30} - ut \quad (69)$$

b) résultats*α - point de vue cinématique :*

La figure 52 représente les tracés des variables angulaires en fonction du temps lors d'un mouvement effectué dans des conditions optimales de puissance. Les phases initiales de  $\theta'$  et  $\theta''$  ne figurent évidemment pas sur ce schéma puisqu'elles sont inconnues. Le déplacement croît de façon pratiquement linéaire avec le temps. La vitesse décroît dans un premier temps puis tend à se stabiliser. L'accélération angulaire croît, passe par un maximum, puis décroît. Considéré isolément, le décours temporel des trois variables angulaires semble correct. Cependant, le mouvement n'est pas conforme aux lois de la cinématique.

On postule que le tracé de vitesse angulaire est correct. L'accélération angulaire est la dérivée de la vitesse angulaire par rapport au temps. Dans un premier temps, la vitesse décroît, l'accélération devrait être négative, or elle est positive. Dans un deuxième temps, la vitesse tend à devenir constante, l'accélération doit tendre vers zéro, or elle reste nettement positive. Ce mouvement n'est pas conforme aux lois de la cinématique.

*β - point de vue mécanique :*

Le rapport  $\theta'/u$  est égal à l'inverse du bras de levier du fléchisseur équivalent. Or, le bras de levier passe par un maximum à mesure que l'angle du coude augmente ; son inverse passe donc par un minimum. Si  $u$  est constant, il est logique que, lorsque  $\theta$  augmente,  $\theta'$  décroisse puis se stabilise. Dans le premier temps de la flexion, l'évolution de  $\theta'$  est caractéristique d'un freinage du mouvement. Ceci est en contradiction avec le fait que  $F$  étant positif, le muscle développe nécessairement un couple moteur. Dans la phase suivante, où  $\theta'$  tend à rester constante, le problème reste le même. L'accélération angulaire doit tendre vers zéro, c'est-à-dire que le couple moteur

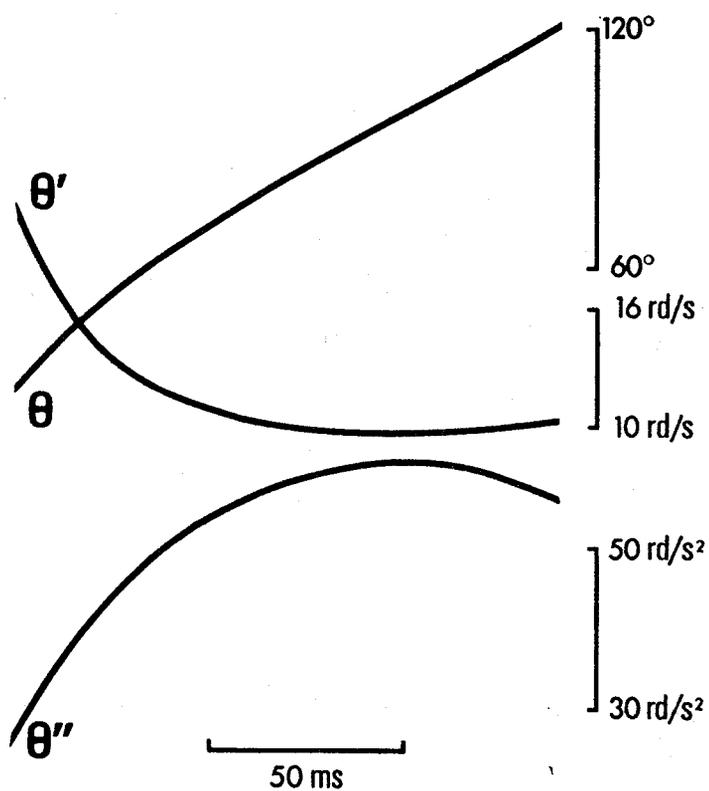


Figure 52

Simulation d'un mouvement isolé de flexion effectué dans des conditions optimales de puissance.  
(sujet F.B.)

Inertie du segment et de l'ensemble mécanique :  $I_0 = 0.180 \text{ kg.m}^2$

$$F_{\text{opt}} = 645 \text{ N}$$

$$u_{\text{opt}} = 0.42 \text{ m.s}^{-1}$$

doit tendre vers zéro, or la force et donc le couple moteur sont très nettement supérieurs à zéro. Ceci reste évidemment vrai quelle que soit l'inertie opposée au mouvement.

Ces raisonnements, conduits pour la flexion, peuvent l'être avec les mêmes résultats qualitatifs pour l'extension. En effet, lors de l'extension, l'angle de l'articulation décroît et le bras de levier croît. Les conditions sont alors identiques à celles de la flexion, exception faite toutefois du fait que le bras de levier du triceps ne passe pas par un maximum ; mais ceci ne change pas fondamentalement les résultats.

Il est donc impossible d'exécuter un mouvement du coude contre inertie avec une force et une vitesse constantes du muscle équivalent.

## II - PROPRIETES MECANQUES DES MUSCLES EQUIVALENTS

A plusieurs reprises, les propriétés des muscles équivalents ont été comparées entre elles. Les différences constatées ont été attribuées au fait que le fléchisseur équivalent peut être considéré comme un muscle rapide et l'extenseur équivalent comme un muscle lent. Il est intéressant de voir ce qui permet de distinguer les muscles lents des muscles rapides.

### 1 - Muscles lents et muscles rapides

Sans entrer dans les détails, on peut dire qu'on distingue les muscles lents des muscles rapides d'après leurs caractéristiques histochimiques et physiologiques. Ces caractéristiques semblent d'ailleurs largement conditionnées par leur innervation. Une rapide revue de la littérature montre que le problème est loin d'être simple.

a) propriétés histochimiques et innervation

Il existe plusieurs techniques histochimiques d'identification des fibres musculaires. Les résultats sont parfois difficilement comparables (HESS, 1970 ; FARDEAU, 1973 ; ENGEL, 1974). Une même technique peut donner des résultats différents suivant les espèces de mammifères considérées.

Un muscle est rarement composé de fibres d'un seul type ; il peut contenir des fibres lentes, des fibres rapides et des fibres intermédiaires en proportion variable. Le muscle peut ainsi être plus ou moins lent ou rapide. Tout se passe comme si la grande variété des fibres est nécessaire pour faire face à la diversité des situations et de mouvements possibles (BURKE, 1973).

Il semble d'ailleurs acquis que la composition du muscle en fibres lentes et rapides est déterminé par l'innervation des unités motrices (GUTH, 1968 ; SALMONS et VRBOVA, 1969 ; GARAMVÖLGYI, 1972).

Pour BURKE (1967) et KUNO et coll. (1974) les propriétés des muscles sont déterminées en quasi totalité par celles des motoneurones et la qualité des influx transmis. Il est en effet possible de transformer, après un certain temps, un muscle rapide en un muscle lent et réciproquement soit par innervation croisée, soit par stimulation du nerf moteur (CLOSE, 1969 ; LOMO et coll., 1974 ; GUTMAN et CARLSON, 1975).

Ces différents résultats expliquent les difficultés d'établissement des corrélations entre variables physiologiques et histochimiques (EBERSTEIN et GOODGOLD, 1968 ; YELLIN et GUTH, 1970 ; BURKE et coll., 1973).

### b) point de vue mécanique

D'un point de vue mécanique, la vitesse maximale de raccourcissement sous charge nulle du muscle rapide ( $u_0$ ) est d'environ 1,6 à 2 fois plus élevée que celle du muscle lent (CLOSE et HOH, 1967). La force et la vitesse du muscle lent sont inférieures à celles du muscle rapide (CLOSE, 1964). Ces résultats sont confirmés par BURKE (1973) et BURKE et TSAIRIS (1973) au niveau des unités motrices. Le temps de contraction de la secousse du muscle rapide est plus faible que celui du muscle lent (BUCHTHAL et SCHMALBRUCH, 1969, 1970).

Chez le chat, WELLS (1965) montre que la raideur du muscle soléaire (muscle lent) est supérieure à celle du tibial antérieur (muscle rapide).

La comparaison des muscles de tortue (muscle lent) et de grenouille (muscle rapide) établie par KATZ (1939) et confirmé ultérieurement par WOLEDGE (1968) montre que la relation force-vitesse du muscle lent est plus incurvée que celle du muscle rapide. Plus récemment, LUFF (1975) confirme ces résultats sur des muscles lents et rapides de mammifères et montre que le rapport  $a/F_0$  des muscles rapides est plus élevé que celui des muscles lents.

WOLEDGE (1968) montre que le rendement énergétique du muscle lent est plus élevé que celui du muscle rapide et que ce fait est responsable de l'incurvation plus accentuée de la relation force-vitesse du muscle lent. Il explique par ailleurs les différences entre muscles lents et muscles rapides par les propriétés des ponts entre actine et myosine déduites de la théorie de la contraction musculaire de HUXLEY (1957).

### 2 - Fléchisseur et extenseur équivalents

D'après les résultats rapportés ci-dessus, il apparaît que le fléchisseur équivalent peut être considéré comme un muscle rapide

et l'extenseur équivalent comme un muscle lent. Ces conclusions sont étayées par quelques observations du comportement des muscles dans certains cas particuliers.

Il est admis que les influx nociceptifs entraînent des réactions de retrait des membres de façon à les soustraire à ces influx et à conserver l'intégrité de l'individu (CREED et coll., 1972). Ces réactions sont le fait des fléchisseurs.

Afin que ces réactions soient les plus efficaces possible, il est nécessaire de disposer d'une puissance instantanée importante. Cela implique, en particulier, que la force musculaire ne chute pas trop rapidement à mesure que la vitesse de raccourcissement musculaire croît. La relation force-vitesse de tels muscles est relativement peu incurvée. La contrepartie de ce fonctionnement est une diminution du rendement (WOLEDGE, 1968).

Dans l'échelle animale, de part sa posture érigée, l'homme occupe une place privilégiée. Cependant, l'acquisition de cette posture est relativement récente dans l'évolution. Auparavant, le rôle des extenseurs était essentiellement postural et antigravitaire et il est logique que ces muscles soient composés de fibres plutôt de type tonique donc lentes (BURKE, 1975). A l'opposé, aux fléchisseurs était plutôt dévolu un rôle d'exécution des mouvements. Ces muscles sont composés préférentiellement de fibres de type phasique donc rapides.

Pour les extenseurs, la nécessité de maintenir des forces pendant des temps relativement longs implique qu'ils aient un bon rendement énergétique et une bonne coïncidence entre la vitesse économique et la vitesse optimale de puissance. Pour les fléchisseurs, le problème de rendement énergétique est secondaire. La nécessité première est de pouvoir disposer du maximum de puissance pour les mouvements.

Le fléchisseur équivalent peut donc être considéré comme un muscle rapide et l'extenseur équivalent comme un muscle lent. Cette conclusion semble être en contradiction avec les résultats de SUTTON et KIMM (1969) et ceux de BUCHTHAL et SCHMALBRUCH (1969, 1970, 1973). Ces derniers montrent que le triceps est un muscle plus rapide que le biceps tant d'un point de vue mécanique qu'histobiochimique. Il se pourrait qu'une étude histobiochimique et mécanique du brachial antérieur et du brachioradialis montre que ces deux muscles sont plus rapides que le triceps. Ainsi l'ensemble des fléchisseurs serait-il plus rapide que les extenseurs et la contradiction entre les résultats ne serait qu'apparente du fait que la comparaison est partielle.

### III - FONCTIONNEMENT DU SYSTEME DE COMMANDE ET DE REGULATION DU MOUVEMENT

#### 1 - Hypothèse d'un fonctionnement en servomécanisme

Nombreux sont les mouvements répétitifs pour lesquels il est possible de montrer l'existence de conditions économiques d'exécution. En particulier, pour la marche, il existe une fréquence et une longueur du pas pour lesquelles le rendement énergétique est maximum (LEHMANN, 1955 ; RALSTON, 1958 ; MOLEN et coll., 1972 ; ZARRUGH et coll., 1974). De même, au cours d'activités rythmiques, on peut définir un rythme optimal, une direction optimale, une charge optimale (MONOD, 1967). Ces conditions optimales correspondent en général à un rendement maximum. Il est alors intéressant de tenter de connaître comment le fonctionnement du système neuromusculaire est optimisé. Les méthodes de la neurocybernétique semblent pouvoir apporter un certain nombre d'éléments de réponse. En effet, le but de la cybernétique est l'explication du fonctionnement des systèmes. La méthodologie cybernétique consiste à rechercher les

principes organisationnels qui, à partir des propriétés des éléments constitutifs d'un système rendent compte du fonctionnement du système lui-même. On décrit généralement :

- une information de commande qui définit le programme imposé au processus commandé,

- une information d'état qui est la description de l'état du processus.

La confrontation de ces deux informations, qui constitue une opération de traitement de l'information, permet d'élaborer les ordres pour que l'évolution du processus corresponde au programme désiré. Le programme de traitement de l'information est souvent élaboré pour satisfaire un certain critère de fonctionnement.

Dans le cas des mouvements, les critères semblent être des critères d'optimisation dont on peut distinguer deux types différents suivant les finalités des mouvements.

Pour les mouvements maximaux, le critère d'optimalité est celui d'une commande en temps minimal. Le système fonctionne alors comme un automatisme séquentiel où l'information est quantifiée de façon binaire et conserve la même valeur pendant des intervalles de temps très supérieurs aux constantes de temps caractéristiques du processus. Les séquences motrices s'enchaînent les unes aux autres conformément à un programme préétabli.

Pour les mouvements sous-maximaux, le critère d'optimalité est la minimalisation de l'énergie dissipée dans le système. Dans ce type de mouvement, le cervelet semble jouer un rôle très important. En effet, lors de la contraction musculaire, il reçoit, en permanence, des informations d'état du système (proprioceptives) qui sont intégrées à des informations exteroceptives et centrales. Le résultat du traitement de ces informations (ECCLES, 1973) est transmis au cortex moteur où il permet d'ajuster la commande du mouvement en fonction de la

situation qui existe à la périphérie. Un tel système fonctionne donc comme un système asservi. En effet, dans ce cas, l'information d'état est constituée par un ensemble de mesures qui caractérise, en permanence, l'état du système commandé. Lorsque la valeur de consigne reste constante le système asservi est un régulateur, lorsqu'elle varie constamment, il s'agit d'un servomécanisme. Le schéma de régulation décrit ci-dessus correspond donc à un servomécanisme. C'est le modèle qui prévalait encore aux environs de 1960. Il semble toutefois que cette hypothèse d'un fonctionnement en servomécanisme du système de régulation du mouvement rencontre des difficultés pour rendre compte de l'utilisation des informations d'état pour modifier le mouvement en cours (v. par exemple INBAR, 1972 ; MASSION, 1973 ; STEIN, 1974). On sait en particulier que le temps de réaction opto-moteur ou kinesthésiologique est trop long pour permettre aux systèmes régulateurs pour corriger efficacement les informations de commande pour les mouvements en cours (KEELE, 1968 ; SCHMIDT, 1971 ; NEILSON, 1972 a).

L'hypothèse du fonctionnement du système de régulation du mouvement en système autoadaptatif semble être plus adéquate (INBAR, 1972).

## 2 - Hypothèse d'un système autoadaptatif

Un système est autoadaptatif s'il possède les moyens de comparer sa propre performance à un certain critère et de modifier ses propres paramètres de régulation par une boucle fermée, de façon à approcher de la sortie désirée. De cette définition, il découle qu'un tel système est capable de :

- définir son critère de performance
- mesurer sa performance
- comparer la performance réelle à la performance désirée
- décider de la stratégie à adopter pour parvenir au but défini
- ajuster les paramètres du système pour produire les compensations nécessaires.

Si l'autoadaptation est dirigée vers la recherche d'un fonctionnement optimal vis-à-vis d'un certain critère, le système est auto-optimalisant. Il semble que dans les mouvements sous-maximaux, le système est auto-optimalisant et le critère de performance est la minimisation de l'énergie dissipée dans le système.

Le système est capable de mesurer sa performance à l'aide de l'ensemble des informations d'état qui parviennent aux centres et surtout au cervelet.

Pour chaque mouvement, il existerait un mouvement optimal de référence. Le programme temporel d'exécution du mouvement aurait son origine dans le cervelet. Il serait déclenché par une commande extérieure et transmettrait son contenu au cortex moteur ou à d'autres centres moteurs (MASSION, 1973). Dans cette hypothèse, la régulation externe du servomécanisme serait donc remplacée par une régulation programmée centralement au niveau du cervelet. Celui-ci peut recevoir l'information sur le mouvement projeté avant le début d'exécution par les voies cortico-cérébelleuses. Le cervelet traiterait l'information et modifierait la séquence motrice corticale avant le début du mouvement.

Les messages proprioceptifs, les autres informations sensorielles et centrales contribuent à l'établissement de la programmation spatio-temporelle du mouvement par le cervelet afin de permettre la commande appropriée du système  $\alpha$  et  $\gamma$  (BROOKS et STONEY, 1971). L'action du cervelet sur la boucle  $\gamma$  a pour effet de régler la sensibilité du réflexe myotatique afin d'assurer une régulation proprioceptive continue (MATTHEWS, 1972).

L'apprentissage moteur se réaliserait au niveau du cervelet (MASSION, 1973). C'est également l'endroit où se construirait le programme de chaque mouvement optimal qui sert de référence (MARR, 1969). Le support anatomique du mécanisme de comparaison entre le

mouvement optimal de référence et le mouvement réel semble se situer au niveau des aires corticales associatives (EVARTS et THACH, 1969). Pour les raisons exposées ci-dessus, le résultat de la comparaison n'est pas utilisé pour la correction du programme moteur du mouvement en cours, il sert à la modification éventuelle du programme de référence du mouvement optimal. Les ajustements nécessités par des perturbations imprévues sont assurés par les réflexes (GRILLNER, 1975).

Pour les mouvements isolés, la correction éventuelle du programme moteur n'est opérationnelle que pour les mouvements ultérieurs. Pour les mouvements de va-et-vient, la correction semble assurée d'un mouvement à l'autre comme en témoigne d'une part la variation du SEC dans une même série de mouvements (SATO, 1963 ; CALIRI et coll., 1964) et d'autre part la variation de la D.H.θ entre les troisième, sixième, neuvième et douzième mouvements d'une même série..

Il semble donc que, suivant les contraintes imposées au mouvement, le système neuromusculaire soit en mesure, après un "apprentissage" plus ou moins long, d'effectuer le mouvement de façon telle que l'énergie dissipée dans le système soit minimale et tous les programmes moteurs sont optimaux (MILSUM, 1971 ; JOYCE et RACK, 1974). La différence entre chaque programme moteur et l'existence d'un "optimum optimorum" est due à des facteurs externes tels que inertie, fréquence, amplitude, précision ...

Au terme de ce raisonnement, il apparaît que les conditions optimales définies par le rendement électromyographique maximum, le gain maximum et la distorsion harmonique minimale du déplacement devraient coïncider puisqu'ils correspondent, en principe, au minimum d'énergie dissipée dans le système. Or, on a vu que ce n'était pas le cas.

Il semble que la discordance soit due au fait que le rendement électromyographique et le gain ne prennent en considération qu'une

partie du système musculaire sollicité qui lui-même ne constitue qu'une partie du système neuromusculaire. Si ce dernier fonctionne comme un système autodidactique autooptimalisant, le programme optimal tient compte des propriétés de l'ensemble du système. Il est connu que l'optimum de fonctionnement d'une partie du système ne corresponde pas nécessairement à l'optimum de fonctionnement du système total. Pour tester le fonctionnement de ce dernier, il est nécessaire de disposer d'un indice suffisamment global. Il semble alors que la D.H.θ soit un critère qui corresponde à cet impératif dans le cas précis de l'étude des mouvements alternatifs.

Un problème subsiste toutefois qui est de savoir comment est établi le programme moteur optimal de référence. Sans prétendre le résoudre, on peut émettre quelques hypothèses concernant principalement les mouvements alternatifs.

### 3 - Rythmes centraux et rythme optimal

Plusieurs auteurs montrent que le "rythme libre" d'un mouvement répétitif coïncide parfois avec le rythme économique.

PERTUZON et BOUISSET (1965, 1966) montrent que la cadence "économique" et la cadence "naturelle" déterminées par l'étude du rendement coïncident pour les mouvements de l'avant-bras exécutés contre de faibles inerties additionnelles. Lorsque l'inertie augmente la coïncidence ne subsiste pas et l'écart entre les deux cadences est d'autant plus élevé que l'inertie est grande.

Pour un même nombre de mouvements, KARVONEN et RÖNNHOLM (1964) montrent que l'équivalent de l'EMG intégré de différents muscles participant au soulèvement d'un poids est plus faible lorsque les mouvements sont effectués à cadence "librement choisie" que lorsqu'ils sont effectués à cadence imposée.

CORLETT et MAHADEVA (1970) montrent que le "coût physiologique" de mouvements effectués à cadence "librement choisie" est le plus faible parmi les cadences possibles pour une tâche donnée.

MELVILL et WATT (1971) montrent que la fréquence "spontanément adoptée" pour le saut vertical sur les jambes est très stable pour un même individu, confirmant ainsi des observations de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1934).

Ces résultats tendent à montrer qu'il existe une organisation centrale qui détermine le rythme optimal des mouvements lorsque le sujet est libre de "choisir" l'amplitude et la fréquence des mouvements. Le "rythme libre" correspondrait aux conditions économiques.

Le problème peut alors être posé dans les termes suivants : existe-t-il un rythme propre de fonctionnement de certains centres nerveux ? Si oui, quel est son rôle dans l'établissement des rythmes optimaux ?

Il semble que tous les résultats recueillis depuis le début du Siècle permettent de répondre affirmativement à la première question, au moins en ce qui concerne les mouvements rythmiques de la locomotion (GRILLNER, 1975). En effet, les premières observations de BROWN (1911) de mouvements rythmiques de 0,5 à 2 Hz consécutifs à la section de la moelle épinière d'un chat laissaient entrevoir la possibilité de l'existence de centres de la rythmicité au niveau médullaire. Ces observations ont été confirmées plus récemment par PERRET (1973). Sur le chat décortiqué, celui-ci met en évidence des mouvements de flexion et d'extension de la patte postérieure au rythme de 2 par seconde. Cette rythmicité est bien d'origine centrale car elle subsiste après déafférentation. En particulier la présence de la boucle  $\gamma$  n'est pas nécessaire.

Par ailleurs GRILLNER et ZANGGER (1974) montrent que la stimulation des racines dorsales d'animaux spinaux provoque des mouvements rythmiques de 0,5 à 2 Hz présentant des activités bien alternées des fléchisseurs et des extenseurs.

Les résultats obtenus par PERRET (1973) sur le chat décortiqué ou thalamique semblent montrer l'existence de centres de rythmicité non seulement au niveau spinal mais également au niveau supraspinal et d'une boucle d'asservissement qui accorde les rythmes spinaux et supraspinaux. Le rythme locomoteur est alors considéré comme une boucle fermée d'asservissement intracentrale spino-supraspino-spinale (PERRET, 1973).

Cette organisation contiendrait donc les structures minimales nécessaires à la locomotion mais ne préjuge en rien du rôle d'ajustement que jouent les informations périphériques dans les conditions normales de la locomotion. Les mouvements doivent, en effet, être adaptés à l'environnement et réagir pour compenser les perturbations. Les ajustements sont opérés par les réflexes dont le rôle est fondamental dans la locomotion (GRILLNER, 1975). Les réflexes sont prêts à intervenir mais sont sans effet aussi longtemps que le mouvement se déroule en accord avec le programme central. Si les mouvements locomoteurs sont perturbés, les réflexes agissent pour compenser la perturbation.

D'après GRILLNER (1975), nous pouvons décrire l'intervention des principaux systèmes qui participent à l'auto-régulation de l'activité musculaire au cours de la locomotion. Les motoneurones  $\alpha$  et  $\gamma$  sont activés conjointement par les influx en provenance des générateurs de rythme. Le fait que les terminaisons  $I_a$  sont actives tout au long du mouvement permet de compenser les variations de longueur consécutives à une augmentation de charge. Le rôle des organes tendineux de GOLGI n'est pas encore totalement étudié.

Les circuits spinaux descendants agissent d'abord par désinhibition puis facilitation du générateur de rythme. Les deux sortes d'influx convergent sur le même groupe d'interneurones spinaux et affichent le niveau de fonctionnement du générateur de rythme.

Ces signaux toniques descendants n'agissent pas seulement sur le générateur mais aussi sur les différentes voies spinales pour ajuster la totalité des circuits spinaux au mouvement voulu (GRILLNER et SHIK, 1973).

Les centres supérieurs et en particulier le cervelet reçoivent les informations d'état et les informations en provenance du générateur de rythme (VIALA et coll., 1970). Les centres supérieurs n'interviendraient pas dans la genèse du rythme mais dans son contrôle comme comparateurs entre les informations centrales et périphériques (PERRET et coll., 1972). On est ainsi amené à considérer que le rythme optimal, voire économique, de la marche est défini par le rythme des centres de la rythmicité. Tout rythme qui s'en écarte de manière sensible s'écarte aussi des conditions optimales d'exécution des mouvements. MILSUM (1971) pense que le rythme des centres correspond à une combinaison particulière qui demande moins d'énergie que les autres et qu'elle a été sélectionnée dans le long processus de l'évolution.

RESUME - CONCLUSION

1 - L'analyse des conditions optimales d'exécution de mouvements est entreprise à l'aide d'un certain nombre de critères d'optimalité. Les conditions de cette analyse amènent le choix de mouvements volontaires relativement simples, à savoir des flexions et des extensions isolées ou alternatives du coude dans un plan horizontal. Cette étude a nécessité la conception et la réalisation d'un dispositif ergométrique qui permet la détection des variables mécaniques du mouvement (déplacement, vitesse et accélération angulaires) et de faire varier les conditions d'exécution des mouvements.

La technique de détection des différents phénomènes est élaborée à l'aide de transducteurs appropriés à l'obtention des variables sous forme de tensions électriques qui peuvent être aisément traitées et enregistrées.

2 - Les mouvements de flexion et d'extension impliquent l'intervention des fléchisseurs et des extenseurs. La géométrie musculo-squelettique et les propriétés mécaniques des fléchisseurs étaient bien établies au contraire de celles des extenseurs. Comme pour les fléchisseurs, on définit un "extenseur équivalent" qui a les dimensions du triceps. On peut d'ailleurs tenir celui-ci pour seul extenseur, la participation des autres extenseurs pouvant être négligée dans la plupart des cas.

On modélise l'insertion distale du triceps, l'olécrâne est assimilé à une poulie de rayon variable. On établit la relation qui lie le bras de levier du triceps à l'angle du coude. Compte tenu de cette relation et connaissant le moment d'inertie de l'ensemble en rotation, on calcule à chaque instant la force et la vitesse linéaire de l'extenseur équivalent à partir de l'évolution temporelle du déplacement, de la vitesse et de l'accélération angulaire.

Au cours des différents mouvements on enregistre l'activité myoélectrique (EMG) du biceps, du brachioradialis et du triceps.

3 - Lors de mouvements de quick-release d'extension, on détermine la relation compliance-force de la composante élastique série de l'extenseur équivalent. On compare cette relation à celle du fléchisseur équivalent. En général, la compliance de l'extenseur équivalent est plus faible que celle du fléchisseur équivalent.

Par analogie avec les résultats obtenus sur le muscle isolé, on déduit que le fléchisseur équivalent est un muscle plus rapide que l'extenseur équivalent.

On montre que, pour une même force développée, le fléchisseur équivalent stocke davantage d'énergie élastique que l'extenseur équivalent. Au cours d'un mouvement, la force développée par l'extenseur équivalent est nettement supérieure à celle développée par le fléchisseur équivalent. Il s'en suit que l'énergie stockée par ce dernier est inférieure à celle de l'extenseur équivalent.

Du point de vue de l'optimisation des mouvements, il apparaît qu'il est préférable d'opposer des inerties élevées au mouvement afin d'augmenter l'énergie élastique stockée.

4 - Au cours de mouvements maximaux d'extension, on établit la relation force-vitesse instantanée du muscle équivalent. Les coefficients de l'équation hyperbolique ajustée à l'ensemble des valeurs de forces et de vitesses sont déterminées au moyen d'une méthode de moindres carrés.

On compare les relations force-vitesse instantanées du fléchisseur équivalent et de l'extenseur équivalent. Les vitesses maximales de raccourcissement sous charge nulle ( $u_0$ ) des deux muscles équivalents

ne diffèrent pas sensiblement. Par contre, la force maximale isométrique ( $F_0$ ) de l'extenseur équivalent est nettement supérieure à celle du fléchisseur équivalent.

Par analogie avec le muscle isolé, on déduit que le fléchisseur équivalent est un muscle plus rapide que l'extenseur équivalent.

5 - On définit une vitesse et une force économiques pour le fléchisseur et l'extenseur équivalents d'après les résultats obtenus sur le muscle isolé.

La puissance instantanée est égale au produit de la force par la vitesse. La relation puissance-vitesse passe par un maximum pour des valeurs discrètes de la force et de la vitesse. Ces valeurs sont désignées sous le terme de force et vitesse optimales de puissance. Pour le fléchisseur équivalent, elles ne coïncident pas avec force et vitesse économiques. Par contre, pour l'extenseur équivalent, elles sont pratiquement confondues.

On montre qu'un niveau d'activité sous-maximal constant n'affecte pas les valeurs de vitesses économique et optimale de puissance. Les forces économique et optimale de puissance sont affectées dans une proportion égale au rapport des niveaux d'activités, maximal et sous-maximal.

Les conditions optimales économique et de puissance sont de moins en moins critiques à mesure que le niveau d'excitation baisse.

6 - Au cours d'une part de mouvements isolés effectués contre différentes inerties et à différentes vitesses et d'autre part de mouvements de va-et-vient effectués contre différentes inerties et à différentes cadences imposées, on mesure le silence électrique commun (SEC) aux activités du biceps et du triceps.

Pour les mouvements isolés, la durée du SEC du mouvement de flexion (SEC B-T) n'est pas différente de celle du SEC du mouvement d'extension (SEC T-B). Cette durée diminue à mesure que la vitesse augmente et ne semble pas être sensible à l'inertie.

La durée du SEC rapportée à la durée du mouvement (SEC relatif) passe par un maximum pour une certaine vitesse dans quelques cas. Les conditions dans lesquelles survient le SEC relatif maximum sont celles pour lesquelles les forces d'inertie et d'élasticité sont employées au maximum. Ce sont des conditions optimales. Elles correspondent aux mouvements exécutés à une vitesse qualifiée de "spontanée".

Pour les mouvements de va-et-vient, la durée du SEC B-T diffère significativement du SEC T-B.

La durée du SEC diminue lorsque la fréquence du mouvement augmente et ne semble pas être sensible à l'inertie.

La durée du SEC rapportée à la période du mouvement (SEC relatif) passe généralement par un maximum pour une fréquence donnée. Le maximum semble d'autant plus critique que l'inertie est élevée. Les fréquences pour lesquelles le SEC relatif est maximum sont qualifiées d'optimales. Elles ne semblent pas sensibles à l'inertie.

7 - Le rendement électromyographique est défini comme le rapport entre l'énergie mécanique fournie et la somme des EMG intégrés (Q) du biceps, du brachioradialis et du triceps. Pour les mouvements isolés, la relation rendement-vitesse angulaire maximum est croissante lorsque la vitesse augmente. Elle ne présente pas de maximum. Il n'existe donc pas de vitesse économique, au sens électromyographique du terme, dans la gamme des vitesses explorées.

Pour les mouvements de va-et-vient, la relation entre le rendement électromyographique et la fréquence du mouvement est croissante lorsque la fréquence augmente. Elle présente un maximum dans

certains cas. La fréquence économique ainsi définie ne semble pas sensible à l'inertie.

La limitation en fréquence des mouvements vers les fréquences hautes paraît être responsable du fait que le rendement électromyographique ne présente pas de maximum.

Dans la bouffée d'EMG composite des mouvements de va-et-vient on montre qu'il est possible de distinguer l'EMG qui correspond d'une part au travail positif et d'autre part au travail négatif.

La comparaison électromyographique des mouvements isolés et de va-et-vient montre que le rendement électromyographique des mouvements de va-et-vient est supérieur à celui des mouvements isolés. La raison en est que la composante élastique série stocke de l'énergie au cours du freinage du mouvement. Une partie de cette énergie est récupérée au cours des mouvements de va-et-vient alors qu'elle est perdue dans les mouvements isolés.

8 - L'hypothèse selon laquelle le mouvement sinusoïdal est le meilleur est confirmé par le fait que l'énergie fournie est concentrée sur une seule fréquence. L'écart à la sinusoïde, quantifié par la Distorsion Harmonique du déplacement angulaire (D.H. $\theta$ ) constitue un bon indice pour tester l'optimalité du mouvement de va-et-vient.

La D.H. $\theta$  semble varier entre chaque mouvement d'une série de quinze. La moyenne des D.H. $\theta$  établie sur une série de quinze mouvements est toutefois représentative de l'item inertie-cadence considéré.

La D.H. $\theta$  passe par un minimum lorsque la fréquence du mouvement varie. La fréquence optimale ainsi déterminée semble d'autant plus faible que l'inertie est élevée.

9 - On fait l'hypothèse que les mouvements de va-et-vient sont ceux d'un système vibrant linéaire du second ordre. Le gain du

système est défini comme le rapport entre la sortie constituée par le produit du moment d'inertie ( $I$ ), par le maximum d'accélération angulaire ( $\theta''_{\max}$ ) et l'entrée constituée par l'électromyogramme intégré des fléchisseurs d'une part et du triceps d'autre part.

Le gain augmente lorsque la fréquence des mouvements augmente. Dans certains cas, il passe par un maximum qui définit ainsi une fréquence de résonance. Cette fréquence est plus facilement atteinte par les fléchisseurs que par le triceps. Le déphasage entre les électromyogrammes et les mécanogrammes augmente lorsque la fréquence augmente. Pour une même fréquence, le déphasage semble d'autant plus important que l'inertie est élevée. Les courbes de déphasage permettent, en général, de calculer la fréquence naturelle du système vibrant.

D'après les résultats de gain et de phase, il s'avère que les courbes de gain et de déphasage ne sont pas compatibles avec l'hypothèse de départ. Le système vibrant est vraisemblablement plus complexe qu'un système linéaire du second ordre.

10 - Le gain et le rendement électromyographique sont deux expressions différentes d'une même réalité. Ces deux critères ne permettent pas de définir dans tous les cas une fréquence économique du fait de la limitation de la fréquence des mouvements vers les fréquences hautes. Il apparaît que cette limitation est due à la limitation du recrutement spatio-temporel des unités motrices des fléchisseurs et du triceps.

11 - La comparaison des conditions optimales définies par les différents critères montre qu'elles ne coïncident pas entre elles. Il apparaît que chaque critère d'optimalité teste le fonctionnement d'une partie différente ou de la totalité du système neuromusculaire. Celui-ci peut être assimilé à un système autoadaptatif, autooptimisant avec pour critère de fonctionnement la minimalisation de l'énergie dissipée dans le système. "L'optimum optimorum" de ce système semble pouvoir être détecté par la D.H.θ.

BIBLIOGRAPHIE

- ABBOTT, B.C. and AUBERT, X.M. (1951)  
Changes of energy in a muscle during very slow stretches.  
Proc. Roy. Soc. B, 139, 104-117.
- ABBOTT, B.C. and AUBERT, X.M. (1952)  
The force exerted by active striated muscle during and after change of length.  
J. Physiol., London, 117, 77-86.
- ABBOTT, B.C., AUBERT, X.M. and HILL, A.V. (1951)  
The absorption of work by a muscle stretched during a single twitch or a short tetanus.  
Proc. Roy. Soc. B, 139, 86-104.
- AMAR, J. (1923)  
Le moteur humain.  
DUNOD édit., Paris, 2e Ed., 1 vol., 690 p.
- ANGEL, R.W., EPPLER, W. and IANNONE, A. (1965)  
Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction.  
J. Physiol., London, 180, 864-870.
- ASMUSSEN, E. (1953)  
Positive and negative muscular work.  
Acta Physiol. Scand., 28, 364-382.
- ASMUSSEN, E., HANSEN, O. and LAMMERT, O. (1965)  
The relation between isometric and dynamic muscle strength in man.  
Communications from the testing and observation institute of the Danish National Assoc. for Infantile Paralysis, 20, 12 p.
- ASTRAND, P.O. et RODAHL, K. (1973)  
Manuel de Physiologie de l'exercice musculaire.  
MASSON édit., Paris, 1 vol., 606 p.
- ATZLER, E. und HERBST, R. (1927)  
Arbeitsphysiologische Studien. III Teil.  
Pflügers Arch., 215, 291-328.
- ATZLER, E., HERBST, R., LEHMANN, G. und MÜLLER, E. (1925)  
Arbeitsphysiologische studien.  
Pflügers Arch., 208, 184-244.

- AUBERT, X.M. (1956)  
 Le couplage énergétique de la contraction musculaire.  
 Thèse d'Agrégation, ARSCIA Ed., Bruxelles, 1 vol., 315 p.
- BAHLER, A.S. (1967)  
 Series elastic component of mammalian skeletal muscle.  
 Amer. J. Physiol., 213, 1560-1564.
- BAHLER, A.S. (1968)  
 Modeling of mammalian skeletal muscle.  
 IEEE Trans. Bio-med. eng., BME 15, 4, 249-257.
- BANKOV, S. and JØRGENSEN, K. (1969)  
 Maximum strength of elbow flexors with pronated and supinated forearm.  
 Dan. Nat. Assoc. Inf. Paralysis, 29, 3-10.
- BASMAJIAN, J.V. and GRIFFIN, W.R. (1972)  
 Function of anconeus muscle. An electromyographic study.  
 J. Bone Joint Surg., 54 A, 1712-1714.
- BECKETT, R. and CHANG, K. (1968)  
 An evaluation of the kinematics of gait by minimum energy.  
 J. Biomechanics, 1, 147-159.
- BERTHOZ, A. (1969)  
 Protection de l'homme contre les vibrations.  
 Commissariat Plan Product., 1 vol., 160 p. ronéot.
- BERTHOZ, A. and METRAL, S. (1970)  
 Behavior of a muscular group subjected to a sinusoidal and trapezoidal variation of force.  
 J. appl. Physiol., 29, 378-384.
- BERTHOZ, A., ROBERTS, W.J. and ROSENTHAL, N.P. (1971)  
 Dynamic characteristics of stretch reflex using force inputs.  
 J. Neurophysiol., 34, 612-619.
- BIGLAND-RITCHIE, B. and WOODS, J.J. (1974)  
 Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles.  
 J. appl. Physiol., 36, 475-479.
- BLANGE, T., KAREMAKER, J.M. and KRAMER, A.E.J.L. (1972)  
 Elasticity as an expression of cross-bridge activity in rat muscle.  
 Pflügers Arch., 336, 277-288.
- BLIX, M. (1893)  
 Die Länge und die Spannung des Muskels.  
 Skand. Arch. Physiol., 5, 150-206.

- BOBBERT, A.C. (1960)  
Energy expenditure in level and grade walking.  
J. appl. Physiol., 15, 1015-1021.
- BOUISSET, S. (1973)  
EMG and muscle force in normal motor activities.  
In J.E. DESMEDT "New developments in EMG and clinical Neurophysiology".  
KARGER ed., Basel, vol.1, 547-583.
- BOUISSET, S. et DENIMAL, J. (1964)  
Etude de la relation entre l'activité électromyographique intégrée  
et l'accélération d'un mouvement de percussion.  
Rev. Neurol., Paris, 110, 347-349.
- BOUISSET, S. et GOUBEL, F. (1968)  
Interdependence of relations between integrated EMG and diverse  
biomechanical quantities in normal voluntary movements.  
Electromyography, 8, suppl.1, 151-162.
- BOUISSET, S. and MATON, B. (1972)  
Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular  
electromyographic activity in voluntary movement.  
Amer. J. Phys. Med., 51, 285-295.
- BOUISSET, S. et MONOD, H. (1959)  
Etude physiologique sur l'aménagement du plan de travail. Note  
préliminaire.  
Trav. Hum., 22, 159-162.
- BOUISSET, S. et MONOD, H. (1961)  
Etude de la consommation d'oxygène et de la ventilation pulmonaire  
pour différents cas de travail dynamique du membre supérieur.  
J. Physiol., Paris, 53, 281-282.
- BOUISSET, S. et MONOD, H. (1962)  
Etude d'un travail musculaire léger. I - Zone de moindre dépense  
énergétique (activité monomanuelle).  
Arch. Int. Physiol. Bioch., 70, 259-272.
- BOUISSET, S. and PERTUZON, E. (1968)  
Experimental determination of the moment of inertia of limb segments.  
Biomechanics I, 1st Int. Seminar, Zurich, 1967, KARGER ed., Basel,  
106-109.
- BOUISSET, S. and LESTIENNE, F. (1974)  
The organisation of a simple voluntary movement as analysed from its  
kinematic properties.  
Brain Res., 71, 451-457.

- BOUISSET, S., CNOCKAERT, J.C. and LESTIENNE, F. (1970)  
L'examen des plans de coopération musculaire : méthode d'étude de la vitesse optimale du mouvement.  
4th I.E.A. Congress, Strasbourg, Juillet 1970, in résumé des communications, p. 16-17.
- BOUISSET, S., HENON, D. et MONOD, H. (1962)  
Influence de l'amplitude du mouvement sur le coût d'un travail musculaire.  
*Ergonomics*, 5, 265-270.
- BOUISSET, S., LAVILLE, A. et MONOD, H. (1964)  
Recherches physiologiques sur l'économie des mouvements.  
*Ergonomics*, proceed. 2nd I.E.A. Congress, Dortmund, 61-67.
- BRADY, A.J. (1965)  
Time and displacement dependence of cardiac contractility : problems in defining the active state and force-velocity relations.  
*Fed. Proc.*, 24, 1410-1420.
- BRAUNE, W. und FISCHER, O. (1889)  
Die Rotationsmomente der Biegemuskeln am Ellbogengelenk des Menschen.  
*Abh. Sächs. Ges. (Akad.) Wiss.*, 26, 245-310.
- BRESSLER, B.H. and CLINCH, N.F. (1974)  
The compliance of contracting skeletal muscle.  
*J. Physiol.*, London, 237, 477-493.
- BROOKS, V.B. and STONEY, S.D. (1971)  
Motor mechanisms : the role of the pyramidal system in motor control.  
*Ann. Rev. Physiol.*, 33, 337-392.
- BROWN, T.G. (1911)  
The intrinsic factor in the act of progression in the mammal.  
*Proc. Roy. Soc., Ser. B*, 84, 308-319.
- BUCHTHAL, F. and ROSENFALCK, P. (1960)  
Dynamic elasticity in the initial phase of an isotonic twitch.  
*Acta Physiol. Scand.*, 49, 198-210.
- BUCHTHAL, F. and SCHMALBRUCH, H. (1969)  
Fibre contraction times measured.  
*Nature*, 222, 89.
- BUCHTHAL, F. and SCHMALBRUCH, H. (1970)  
Contraction times and fibre types in intact human muscle.  
*Acta Physiol. Scand.*, 79, 4, 435-452.
- BURKE, R.E. (1967)  
Motor unit types of cat triceps surae muscle.  
*J. Physiol.*, London, 193, 141-160.

- BURKE, R.E. (1973)  
On the central nervous system control of fast and slow twitch motor units.  
In J.E. DESMEDT "New developments in electromyography and clinical Neurophysiology", KARGER ed., Basel, vol.3, 69-94.
- BURKE, R.E. and TSAIRIS, P. (1973)  
Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius.  
J. Physiol., London, 234, 749-765.
- BURKE, R.E., LEVINE, D.N., TSAIRIS, P. and ZAJAC, F.E. III (1973)  
Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius.  
J. Physiol., London, 234, 723-748.
- CALIRI, F., NIGRO, A. e STAROPOLI, D. (1964)  
Valore e significato della pausa elettrica tra le contrazioni muscolari.  
Estratto dagli atti della Accademia Peloritana dei Pericolanti, 69, 1-9.
- CASPI, P., POULIQUEN, R. et RICHALET, J. (1970)  
Le muscle strié est-il générateur de force ou de raideur ?  
II - Etirements forcés : modèle mathématique.  
J. Physiol., Paris, 62, 345-360.
- CAVAGNA, G.A. (1967)  
Force développée par le muscle strié à différentes longueurs rejointes :  
a) par allongement, b) raccourcissement du muscle contracté.  
J. Physiol., Paris, 59, 4 bis, 369-370.
- CAVAGNA, G.A. and CITTERIO, G. (1974)  
Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle.  
J. Physiol., London, 239, 1-14.
- CAVAGNA, G.A., DUSMAN, B. and MARGARIA, R. (1968)  
Positive work done by a previously stretched muscle.  
J. appl. Physiol., 24, 21-32.
- CAVAGNA, G.A., MARGARIA, R. et DUSMAN, B. (1967)  
Utilisation de l'énergie potentielle emmagasinée pendant l'allongement du muscle contracté.  
J. Physiol., Paris, 59, 4 bis, 370-371.
- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P. and MARGARIA, R. (1965)  
Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle.  
J. appl. Physiol., 20, 157-158.
- CLOSE, R. (1964)  
Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of rat during development.  
J. Physiol., London, 173, 74-95.

- CLOSE, R. (1969)  
Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat after nerve cross-union.  
J. Physiol., London, 204, 331-346.
- CLOSE, R. and HOH, J.F.Y. (1967)  
Force : velocity properties of kitten muscles.  
J. Physiol., London, 192, 815-822.
- CNOCKAERT, J.C. (1968)  
Etude de l'organisation d'un mouvement simple de va-et-vient.  
Application à la recherche d'un rythme optimal.  
D.E.S., Lille, 1 vol., 49 p. dactyl.
- CNOCKAERT, J.C. (1972)  
Effet d'un étirement préalable sur le travail effectué par le muscle au cours d'un mouvement volontaire.  
J. Physiol., Paris, 65, 378 A.
- CNOCKAERT, J.C. et PERTUZON, E. (1970 a)  
Détermination des constantes biomécaniques d'un segment corporel (avant-bras plus main). I - Mesure du volume et estimation de la masse.  
Trav. Hum., 33, 37-46.
- CNOCKAERT, J.C. et PERTUZON, E. (1970 b)  
Détermination des constantes biomécaniques d'un segment corporel (avant-bras plus main). II - Mesure de la position du centre de gravité.  
Trav. Hum., 33, 335-340.
- CNOCKAERT, J.C. et PERTUZON, E. (1973)  
Activités du biceps brachii et du brachioradialis au cours d'efforts combinés de flexion et de supination isométriques.  
J. Physiol., Paris, 67, 259 A.
- CNOCKAERT, J.C., LENSEL, G. and PERTUZON, E. (1975)  
Relative contribution of individual muscles to the isometric contraction of a muscular group.  
J. Biomechanics, 8, 191-197.
- CORLETT, E.N. and MAHADEVA, K. (1970)  
A relationship between a freely chosen working pace and energy consumption curves.  
Ergonomics, 13, 517-524.
- CORSER, T. (1974)  
Temporal discrepancies in the electromyographic study of rapid movement.  
Ergonomics, 17, 389-400.

- COTES, J.E. and MEADE, F. (1960)  
The energy expenditure and mechanical energy demand in walking.  
*Ergonomics*, 3, 97-119.
- CREED, R.S., DENNY-BROWN, D., ECCLES, J.C., LIDDELL, E.G.T. and SHERRINGTON, C.S. (1972)  
Reflex activity of the spinal cord.  
Oxford University Press ed., London, 1 vol., 216 p.
- CURTIN, N.A., SVENSSON, S.S.M. and DAVIES, R.E. (1970)  
Force development and the braking mechanism in stretching activated muscle is not limited by the energy from ATP splitting.  
*Fed. Proc.*, 29, 714.
- DEAN, G.A. (1965)  
An analysis of the energy expenditure in level and grade walking.  
*Ergonomics*, 8, 31-48.
- DEJOURS, P. (1970)  
Respiration.  
In C. KAYSER "Physiologie", tome III "Les grandes fonctions", Flammarion ed., Paris, 1-308.
- DELHEZ, L., PETIT, J.M., DEROANNE, R., PIRNAY, F. and SNEPPE, R. (1969)  
Evolution de l'activité électrique intégrée de quatre muscles locomoteurs durant la marche et la course sur tapis roulant.  
*Electromyography*, 9, 417-431.
- DERN, R.J., LEVENNE, J.M. and BLAIR, H.A. (1947)  
Forces exerted at different velocities in human arm movements.  
*Amer. J. Physiol.*, 151, 415-437.
- DOSS, W.S. and KARPOVICH, P.V. (1965)  
A comparison of concentric, eccentric and isometric strength of elbow flexors.  
*J. appl. Physiol.*, 20, 351-353.
- DUCHENNE DE BOULOGNE, G.B.A. (1867)  
Physiologie des mouvements.  
Baillière et Fils ed., Paris, 1 vol., 872 p.
- EBERSTEIN, A. and GOODGOLD, J. (1968)  
Slow and fast twitch fibers in human skeletal muscle.  
*Amer. J. Physiol.*, 215, 535-542.
- ECCLES, J.C. (1973)  
Review lecture. The cerebellum as a computer : patterns in space and time.  
*J. Physiol.*, London, 229, 1-32.

- EDMAN, K.A.P. and NILSSON, E. (1968)  
The mechanical parameters of myocardial contraction studied at a constant length of the contractile element.  
*Acta Physiol. Scand.*, 72, 205-219.
- EDMAN, K.A.P. and NILSSON, E. (1972)  
Relationships between force and velocity of shortening in rabbit papillary muscle.  
*Acta Physiol. Scand.*, 85, 488-500.
- ENGEL, W.K. (1974)  
Fiber type nomenclature of human skeletal muscle for histochemical purposes.  
*Neurol.*, 24, 344-348.
- EVARTS, E.V. and THACH, W.T. (1969)  
Motor mechanisms of the CNS : cerebro cerebellar interrelations.  
*Ann. Rev. Physiol.*, 31, 451-499.
- EVARTS, E.V., BIZZI, E., BURKE, R.E., DE LONG, M. and THACH, W.T. (1972)  
Central control of movement.  
In SCHMITT et al. "*Neurosciences Research Symposium Summaries*", vol.6, 1-170, M.I.T. PRESS ed., Cambridge, Mass., 1 vol., 700 p.
- FARDEAU, M. (1973)  
Caractéristiques cytochimiques et ultrastructurales des différents types de fibres musculaires squelettiques extrafusales (chez l'homme et quelques mammifères).  
*Ann. Anat. Pathol.*, 18, 7-34.
- FELDMAN, A.G. (1966)  
Functional tuning of the nervous system during control of movement or maintenance of a steady posture.  
III - Mechanographic analysis of the execution by man of the simplest motor tasks.  
*Biofizika*, 11, 667-675.
- FENN, W.O. and GARVEY, P.H. (1934)  
The measurement of elasticity and viscosity of skeletal muscle in normal and pathological cases ; a study of so-called "muscle tonus".  
*J. Clin. Investigation*, 13, 383-397.
- FENN, W.O. and MARSH, B.S. (1935)  
Muscular force at different speeds of shortening.  
*J. Physiol., London*, 85, 277-297.
- FEUER, D. (1967)  
Intégrateur convertisseur (analogique-numérique). Application à l'évaluation de l'activité électrique cellulaire.  
*J. Physiol., Paris*, 59, 319-321.

- FLITNEY, F.W. and HIRST, D.G. (1975)  
Rapid "give" of sarcomeres and tension changes during servo-controlled stretches applied to contracting frog's muscles.  
J. Physiol., London, 246, 68-69P.
- FOX, J.R. and RANDALL, J.E. (1970)  
Relationship between forearm tremor and the biceps electromyogram.  
J. appl. Physiol., 29, 103-108.
- FRANKE, F. (1920)  
Die Kraftkurve menschlicher Muskeln bei willkürlicher Innervation und die Frage der absoluten Muskelkraft.  
Pflügers Arch., 184, 300-322.
- FREEDMAN, L. and MUNRO, R.R. (1966)  
Abduction of the arm in scapular plane : scapular and gleno humeral movements.  
J. Bone Joint Surg., 48A, 1503-1510.
- FRITH, C.D. (1973)  
Learning rhythmic hand movements.  
Q. J. Exp. Psych., 25, 253-259.
- GARAMVÖLGYI, N. (1972)  
Slow and fast muscle cells in human striated muscle.  
Acta Biochim. Biophys. Acad. Sci. Hung., 7, 165-172.
- GASSER, H.S. and HILL, A.V. (1924)  
The dynamics of muscular contraction.  
Proc. Roy. Soc. London, ser. B, 96, 398-437.
- GILLE, J.C., DECAULNE, P. et PELEGRIN, M. (1967)  
Théorie et calcul des asservissements linéaires.  
DUNOD ed., Paris, 4e édit., 1 vol., 428 p.
- GILLIS, J.M. and MARECHAL, G. (1971)  
Influence of tension on the incorporation of inorganic phosphate into ATP in glycerinated muscle fibres.  
J. Physiol., London, 214, 41 P.
- GOTTLIEB, G.L. and AGARWAL, G.C. (1971)  
Dynamic relationships between isometric muscle tension and the electromyogram in man.  
J. appl. Physiol., 30, 345-351.
- GOUBEL, F. (1974)  
Les propriétés mécaniques du muscle au cours du mouvement sous-maximal.  
Thèse Doctorat d'Etat, Université de LILLE I, 1 vol., 217 p. ronéot.

- GOUBEL, F. et PERTUZON, E. (1973)  
 Evaluation de l'élasticité du muscle in situ par une méthode de quick-release.  
 Arch. internat. Physiol. Bioch., 81, 697-707.
- GOUBEL, F., BOUISSET, S. and LESTIENNE, F. (1971)  
 Determination of muscular compliance in the course of movement.  
 Biomechanics II, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969, KARGER ed.,  
 Bâle, 154-158.
- GRANIT, R. and BURKE, R.E. (1973)  
 The control of movement and posture.  
 Brain Res., 53, 1-28.
- GRILLNER, S. (1975)  
 Locomotion in vertebrates : central mechanisms and reflex interaction.  
 Physiol. Rev., 55, 247-304.
- GRILLNER, S. and SHIK, M.L. (1973)  
 On the descending control of the lumbosacral spinal cord from the  
 "mesencephalic locomotor region".  
 Acta Physiol. Scand., 87, 320-333.
- GRILLNER, S. and ZANGGER, P. (1974)  
 Locomotor movements generated by the deafferented spinal cord.  
 Acta Physiol. Scand., 91, 38-39A.
- GURFINKEL, V.S. and OSOVETS, S.M. (1973)  
 Mechanism of generation of oscillations in the tremor form of  
 parkinsonism.  
 Biophysics, 18, 781-790.
- GURFINKEL, V.S., SYRGALADZE, T.D., MIRSKY, M.L. and TARKO, A.M. (1970)  
 Work of human motor units during rhythmical movements.  
 Biofizika, 15, 1090-1095.
- GUTH, L. (1968)  
 "Trophic" influences of nerve on muscle.  
 Physiol. Rev., 48, 645-687.
- GUTMANN, E. and CARLSON, B.M. (1975)  
 Contractile and histochemical properties of regenerating cross-  
 transplanted fast and slow muscles in the rat.  
 Pflügers Arch., Europ. J. Physiol., 353, 227-240.
- GYDIKOV, A. (1967)  
 Sampling with adjustable frequency in the hand movement control system.  
 I.E.E.E. Trans. human factors in electronics, 8, 135-140.

- HAGBARTH, K.E., WALLIN, G., LÖFSTEDT, L. and AQUILONIUS, S.M. (1975)  
Muscle spindle activity in alternating tremor of parkinsonism and  
in clonus.  
J. Neurol., Neurosurg., Psychiat., 7, 636-641.
- HALPERN, W. and ALPERT, N.R. (1971)  
A stockastic signal method for measuring dynamic mechanical properties  
of muscle.  
J. appl. Physiol., 31, 913-925.
- HAMOEN, A.J. (1962)  
Über des Wesen des physiologischen tremors der Hand.  
Psychiat. Neurol. Neurochir., 65, 109-116.
- HATZE, H. (1973)  
A theory of contraction and a mathematical model of striated muscle.  
J. theor. Biol., 40, 219-246.
- HESS, A. (1970)  
Vertebrate slow muscle fibers.  
Physiol. Rev., 50, 1, 40-62.
- HILL, A.V. (1922)  
The maximal work and mechanical efficiency of human muscles and their  
most economical speed.  
J. Physiol., London, 56, 19-41.
- HILL, A.V. (1938)  
The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.  
Proc. Roy. Soc. B., 126, 136-195.
- HILL, A.V. (1940)  
The dynamic constants of human muscle.  
Proc. Roy. Soc., B, 128, 263-274.
- HILL, A.V. (1949)  
The abrupt transition from rest to activity in muscle.  
Proc. Roy. Soc. B., 136, 399-420.
- HILL, A.V. (1950 a)  
The dimensions of animals and their muscular dynamics.  
Sci. Progress, 38, 209-230.
- HILL, A.V. (1950 b)  
The series elastic component of muscle.  
Proc. Roy. Soc. B., 137, 273-280.
- HILL, A.V. (1960)  
Production and absorption of work by muscle.  
Science, 131, 897-903.

- HOUK, J. and 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. and SIMON, W. (1967)  
Responses of Golgi tendon organs to forces applied to muscle tendon.  
J. Neurophysiol., 30, 1466-1481.
- HOUK, J.C., SINGER, J.J. and GOLDMAN, M.R. (1970)  
An evaluation of force and length feedback to soleus muscles of decerebrate cats.  
J. Neurophysiol., 33, 784-811.
- HUXLEY, A.F. (1957)  
Muscle structure and theories of contraction.  
Progr. Biophys., 7, 255-318.
- HUXLEY, A.F. and SIMMONS, R.M. (1971)  
Proposed mechanism for the generation of force.  
Nature, 233, 533-537.
- INBAR, G.F. (1972)  
Muscle spindles in muscle control. II - Analysis of muscle servo model.  
Kybernetik, 11, 123-129.
- INMAN, V.T., SAUNDERS, J.B. de C., ABBOTT, L.C. (1944)  
Observations on the function of the shoulder joint.  
J. Bone Joint Surg., 26, 1-30.
- JEWELL, B.R. and WILKIE, D.R. (1958)  
An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle.  
J. Physiol., London, 143, 515-540.
- JOYCE, G.C. and RACK, P.M.H. (1974)  
The effects of load and force on tremor at the normal human elbow joint.  
J. Physiol., London, 240, 375-396.
- KAHN, S.D., BLOODWORTH, D.S. and WOODS, R.H. (1971)  
Comparative advantages of bipolar abraded skin surface electrodes over bipolar intramuscular electrodes for single motor unit recording in psychophysiological research.  
Psychophysiol., 8, 635-647.
- KAPANDJI, I.A. (1963)  
Physiologie articulaire.  
Fasc. I, MALOINE ed., Paris, 3 vol.

- KARVONEN, M.J. and RÖNNHOLM, N. (1964)  
Electromyographic and energy expenditure studies of rhythmic and paced lifting work.  
Ann. Acad. Sci. Fennicae, A.V. Medica, 106, 1-11.
- KATZ, B. (1939)  
The relation between force and speed in muscular contraction.  
J. Physiol., London, 96, 45-64.
- KEELE, S.W. (1968)  
Movement control in skilled motor performance.  
Psychol. Bull., 70, 387-404.
- KNIGHT, A.A. and DAGNALL, P.R. (1967)  
Precision in movements.  
Ergonomics, 10, 321-330.
- KOMI, P.V. (1973)  
Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work.  
In J.E. DESMEDT "New developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology", KARGER ed., Basel, vol.1, 596-606.
- KUNO, M., MIYATA, Y. and MUNOZ-MARTINEZ, E.J. (1974)  
Properties of fast and slow alpha motoneurons following motor reinnervation.  
J. Physiol., London, 242, 273-288.
- KURODA, E., KLISSOURAS, V. and MILSUM, J.H. (1970)  
Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction.  
J. appl. Physiol., 29, 358-367.
- LANZ (Von) T. und WACHSMUTH, W. (1935)  
Praktische Anatomie (Arm).  
SPRINGER ed., Berlin, 1 vol., 276 p.
- LAURIG, W. und SAUERNHEIMER, W. (1975)  
Simulation eines antagonistischen Muskelsystems für den Sonderfall ermüdender isometrischer Muskelarbeit.  
Biol. Cybernetics, 20, 17-26.
- LEHMANN, G. (1955)  
Physiologie pratique du travail.  
Editions d'organisation ed., Paris, 1 vol., 446 p.

- LESTIENNE, F. (1974)  
Programme moteur et mécanismes de l'arrêt d'un mouvement monoarticulaire.  
 Thèse Doctorat d'Etat, Université de LILLE I, 1 vol., 214 p.
- LESTIENNE, F. et PERTUZON, E. (1974)  
 Détermination, in situ, de la visco-élasticité du muscle humain inactivé.  
 Europ. J. Appl. Physiol., 32, 159-170.
- LIBERSON, W.T., DONDEY, M., ASA, M. (1962)  
 Brief repeated isometric maximal exercises.  
 Amer. J. Phys. Med., 41, 3-14.
- LIPPOLD, O.C.J. (1970)  
 Oscillation in the stretch reflex arc and the origin of the rhythmical 8-12 c/s component of physiological tremor.  
 J. Physiol., London, 206, 359-382.
- LEVIN, A. and WYMAN, J. (1927)  
 The viscous-elastic properties of muscle.  
 Proc. Roy. Soc. B., 101, 218-243.
- LØMO, T., WESTGAARD, R.H. and DAHL, H.A. (1974)  
 Contractile properties of muscle : control by pattern of muscle activity in the rat.  
 Proc. Roy. Soc. B., 187, 99-103.
- LUFF, A.R. (1975)  
 Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles in the cat and rat following cross-innervation.  
 J. Physiol., London, 248, 83-96.
- 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.
- MARECHAL, G. (1964)  
Le métabolisme de la phosphorylcréatine et de l'adénosine triphosphate pendant la contraction musculaire.  
 Thèse Agrég., ARSCIA ed., Bruxelles,
- MARECHAL, G. (1972)  
 Les sources d'énergie immédiate de la contraction musculaire.  
 J. Physiol., Paris, 65, 5-50 A.
- MAREY, J. (1894)  
Le mouvement.  
 MASSON ed., Paris,

- MARR, D. (1969)  
A theory of cerebellar cortex.  
J. Physiol., London, 202, 437-470.
- MASSION, J. (1973)  
Intervention des voies cérébello-corticales et cortico-cérébelleuses dans l'organisation et la régulation du mouvement.  
J. Physiol., Paris, 67, 117-170 A.
- MATON, B. (1975)  
Etude périphérique de l'organisation du mouvement volontaire.  
Thèse Doctorat d'Etat, Université de LILLE I, 214 p. ronéot.
- MATTHEWS, P.B.C. (1972)  
Mammalian muscle receptors and their central actions.  
E. ARNOLD Ed., London, 1 vol., 630 p.
- MAZET, R. (1969)  
Mécanique vibratoire.  
DUNOD ed., Paris, 1 vol., 368 p.
- MELVILL, J.G. and WATT, D.G.D. (1971)  
Observations on the control of stepping and hopping movements in man.  
J. Physiol., London, 219, 709-728.
- MELVILL, J.G. and WATT, D.G.D. (1971)  
Muscular control of landing from unexpected falls in man.  
J. Physiol., London, 219, 729-738.
- MESSIER, R.H., DUFFY, J., LITCHMAN, H.M., PASLAY, P.R., SOECHTING, J.F. and 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, J.H. (1966)  
Biological control systems analysis.  
McGRAW-HILL ed., N.Y., 1 vol., 466 p.
- MILSUM, J.H. (1971)  
Control system aspects of muscular co-ordination.  
In VREDENBREGT and WARTENWEILER, Biomechanics II, Medicine and Sports, vol.6, KARGER ed., Basel, 1971, 62-71.
- MOLEN, N.H., ROZENDAL, R.H. and BOON, W. (1972 a)  
Fundamental characteristics of human gait in relation to sex and location.  
Proc. Kon. Akad. v. Wetensch., Amsterdam, ser. C 75, 215-223.

- MOLEN, N.H., ROZENDAL, R.H. and BOON, W. (1972 b)  
Graphic representation of the relationship between oxygen-consumption and characteristics of normal gait of the human male.  
Proc. Kon. Akad. v. Wetensch., Amsterdam, ser. C 75, 305-314.
- MØLLER, E. (1966)  
The chewing apparatus.  
Acta Physiol. Scand., 69, suppl.280, 1 vol., 229 p.
- MONOD, H. (1967)  
La dépense énergétique chez l'homme.  
In SCHERRER "Physiologie du travail (ergonomie)", MASSON ed., Paris, 2 vol., t.I, 154-208.
- NEILSON, P.D. (1972 a)  
Speed of response or band width of voluntary system controlling elbow position in intact man.  
Med. Biol. Eng., 10, 450-459.
- NEILSON, P.D. (1972 b)  
Frequency-response characteristics of the tonic stretch reflexes of biceps brachii muscle in intact man.  
Med. Biol. Eng., 10, 460-472.
- PARMLEY, W.W., YEATMAN, L.A. and SONNENBLICK, E.H. (1970)  
Differences between isotonic and isometric force-velocity relations in cardiac and skeletal muscle.  
Amer. J. Physiol., 219, 546-550.
- PARTRIDGE, L.D. (1966)  
Signal handling characteristics of load moving skeletal muscle.  
Amer. J. Physiol., 210, 1178-1191.
- PARTRIDGE, L.D. (1967)  
Intrinsic feedback factors producing inertial compensation in muscle.  
Biophys. J., 7, 853-863.
- PAULY, J.E., RUSHING, J.L. and SCHEVING, L.E. (1967)  
An electromyographic study of some muscles crossing the elbow joint.  
Anat. Rev., 159, 47-54.
- PERRET, C. (1973)  
Analyse des mécanismes d'une activité de type locomoteur chez le chat.  
Thèse Doctorat d'Etat, Paris, 1 vol.,
- PERRET, C., CABELGUEN, J.M. et MILLANVOYE, M. (1972)  
Caractéristiques d'un rythme de type locomoteur chez le chat spinal aigü.  
J. Physiol., Paris, 65, 473 A.

- PERSON, R.S. (1963)  
Problems in the interpretation of electromyograms. I - Comparison of electromyograms on recording with skin and needle electrodes. *Biophysics*, 8, 89-97.
- PERTUZON, E. (1969)  
Influence de la vitesse réelle d'exécution sur le coût énergétique du mouvement.  
*J. Physiol.*, Paris, 56, 422.
- PERTUZON, E. (1968)  
Un dispositif pour les expériences de "quick release".  
*Trav. Hum.*, 31, 303-308.
- PERTUZON, E. (1972)  
La contraction musculaire dans le mouvement volontaire maximal.  
Thèse Doctorat d'Etat, Fac. Sci. LILLE, 1 vol., 208 p. ronéot.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1965)  
Vitesses comparées d'un mouvement simple effectué à cadence spontanée et à cadence économique.  
*J. Physiol.*, Paris, 57, 677-678.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1966)  
Etude de la signification physiologique de la cadence spontanée de mouvement.  
*Trav. Hum.*, 29, 158.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1967)  
Détermination du moment d'inertie d'un segment corporel par une méthode de quick-release.  
*J. Physiol.*, Paris, 59, 470-471.
- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1968)  
Caractères électromyographiques d'un mouvement monoarticulaire exécuté à vitesse maximale.  
*J. Physiol.*, Paris, 60, 513.
- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1973)  
Détermination dynamique de la position d'équilibre d'une articulation.  
*Int. Z. Angew. Physiol.*, 31, 315-325.
- PFAHL, J. (1924)  
Über Elastizitätswirkungen unserer Muskeln.  
*Z. Biol.*, 81, 211-216.
- PFAHL, J. (1925)  
Die Elastizitätswirkung unseres Sehnenmuskelapparates in ihrer Beziehung zu den aktiven Bewegungen.  
*Z. Biol.*, 82, 378-386.

- PINI, A. (1966)  
Relazione forza-velocita nel muscolo umano in vivo nel lavoro motore et resistente.  
Boll. Soc. Ital. Biol. Sper., 41, 1548-1550.
- POLISSAR, M. (1952)  
Physical chemistry of contractile process in muscle.  
Amer. J. Physiol., 168, 766-811.
- POULTON, E.C. (1964)  
Postview and preview in tracking with complex and simple inputs.  
Ergonomics, 7, 257-266.
- RALSTON, H.J. (1958)  
Energy-speed relation and optimal speed during level walking.  
Int. Z. angew. Physiol., 17, 277-283.
- RIETZ, R.R. and STILES, R.N. (1974)  
A viscoelastic-mass mechanism as a basis for normal postural tremor.  
J. appl. Physiol., 37, 852-860.
- RITCHIE, J.M. and WILKIE, D.R. (1958)  
The dynamics of muscular contraction.  
J. Physiol., London, 143, 104-113.
- ROSENTHAL, N.P., MCKEAN, T.A., ROBERTS, W.J. and TERZUOLO, C.A. (1970)  
Frequency analysis of stretch reflex and its main subsystems in triceps surae muscles of the cat.  
J. Neurophysiol., 33, 713-749.
- RUEGG, J.C., STEIGER, G.J. and SCHADLER, N. (1970)  
Mechanical activation of the contractile system in skeletal muscle.  
Pflügers Arch., Eur. J. Physiol., 318, 139-145.
- SALMONS, S. and VRBOVA, G. (1969)  
The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles.  
J. Physiol., London, 201, 535-551.
- SÄLZER, M. (1973)  
Untersuchung über die Reproduzierbarkeit von Hand-Tremormessungen.  
Europ. J. appl. Physiol., 32, 71-80.
- SÄLZER, M. (1975)  
Modell zur Beschreibung des Tremors.  
Europ. J. appl. Physiol., 34, 19-31.
- SATO, M. (1963)  
Electromyographical study on skilled movement.  
J. Fac. Sc. Univ. Tokyo, V, II, 4, 323-369.

- SCHERRER, J. et MONOD, H. (1960)  
Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme.  
J. Physiol., Paris, 52, 419-501.
- SCHERRER, J., BOURGUIGNON, A. et MARTY, R. (1957)  
Evaluation électromyographique du travail statique.  
J. Physiol., Paris, 49, 376-378.
- SCHMIDT, R.A. (1971)  
Proprioception and the timing of motor responses.  
Psychol. Bull., 76, 383-393.
- SINGH, M. and KARPOVICH, P.V. (1966)  
Isotonic and isometric forces of forearm flexors and extensors.  
J. appl. Physiol., 21, 1435-1437.
- SONNENBLICK, E.H. (1962)  
Force-velocity relations in mammalian heart muscle.  
Amer. J. Physiol., 202, 931-939.
- STEIN, R.B. (1974)  
Peripheral control of movement.  
Physiol. Rev., 54, 215-243.
- STEIN, R.B., FRENCH, A.S., MANNARD, A. and YEMM, R. (1972)  
New methods for analysing motor function in man and animals.  
Brain Res., 40, 187-192.
- STEINDLER, A. (1964)  
Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions.  
CHARLES C. THOMAS ed., 1 vol., 708 p.
- STILES, R.N. (1973)  
Reciprocal innervation : phase analysis of demodulated EMGs from  
antagonistic muscles.  
J. appl. Physiol., 34, 294-298.
- STILES, R.N. (1975)  
Acceleration time series resulting from repetitive extension-flexion  
of the hand.  
J. appl. Physiol., 38, 101-107.
- STILES, R.N. and ALEXANDER, D.M. (1972)  
A viscoelastic-mass model for muscle.  
Math. Biosc., 14, 343-354.
- STILES, R.N. and RANDALL, J.E. (1967)  
Mechanical factors in human tremor frequency.  
J. appl. Physiol., 23, 324-330.

- SUGGS, C.W. (1969)  
The effect of load on muscle output.  
Hum. Fact., 11, 273-281.
- SUTTON, D. and KIMM, J. (1969)  
Reaction time of motor units in biceps and triceps.  
Exp. Neurol., 23, 503-516.
- 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.
- TERZUOLO, C.A. and VIVIANI, P. (1975)  
Parameters of motion and EMG activities during some simple motor tasks in normal subjects and cerebellar patients.  
In COOPER et al. "The cerebellum, epilepsy and behavior", 173-215, Plenum Publ. Corp. Ed., New-York.
- TRAVILL, A.A. (1962)  
Electromyographic study of the extensor apparatus of the forearm.  
Anat. Rec., 139, 557-560.
- UNIVERSITE DE CALIFORNIE (1957)  
Fundamental studies of human locomotor and other information relating to design of artificial limbs.  
2 vol.
- VERRIEST, J.P. (1972)  
Perturbations affectant l'équilibre général du corps liées à l'exécution d'un mouvement simple de l'avant-bras. Essai d'évaluation globale à l'aide d'une plateforme de forces.  
Thèse 3e Cycle, Univ. de LILLE I, 1 vol., 122 p. ronéot.
- VIALA, G., COSTON, A. et BUSER, P. (1970)  
Participation de cellules du cortex cérébelleux aux rythmes locomoteurs chez le lapin curarisé, en absence d'informations somatiques liées au mouvement.  
C. R. Acad. Sc., Paris, 271, 688-691.
- VREDENBREGT, J. and KOSTER, W.G. (1966)  
Some aspects of muscle mechanics in vivo.  
I.P.O. Annual Progress Report, 1, 94-100.
- WACHHOLDER, K. (1934)  
Selbstgewähltes Bewegungstempo und seine Beziehung zum "Eigenrhythmus" und zum ökonomie der Bewegung.  
Arbeitsphysiol., 7, 422-429.

- WACHHOLDER, K. and ALTENBURGER, H. (1926 a)  
 Beiträge zur Physiologie des willkürlichen bewegung.  
 VIII Mitteilung. Über die Beziehungen verschiedener synergisch  
 arbeitender Muskelteile und Muskeln bei Willkürlichen Bewegung.  
 Pflügers Arch., 212, 666-675.
- WACHHOLDER, K. and ALTENBURGER, H. (1926 b)  
 Beiträge zur Physiologie des Willkürlichen Bewegung.  
 IX Mitteilung. Fortlaufende Hin- und Herbewegungen.  
 Pflügers Arch., 214, 625-641.
- WALSH, E.G. (1969)  
 Interference with the tremor of Parkinsonism by the application  
 of a rhythmic force.  
 J. Physiol., London, 202, 109 P.
- WAGNER, R. (1925 a)  
 Ueber die Zusammenarbeit der Antagonisten bei der Willkürbewegung.  
 I Mitteilung. Abhängigkeit von mechanischen Bedingungen.  
 Z. Biol., 83, 59-93.
- WAGNER, R. (1925 b)  
 Ueber die Zusammenarbeit der Antagonisten bei der Willkürbewegung.  
 II Mitteilung. Gelenkfixierung und Versteifte Bewegung.  
 Z. Biol., 83, 120-144.
- WARTENWEILER, J. et WETTSTEIN, A. (1967)  
 Analyse de mouvements élémentaires et composés avec élan au point de  
 vue du déroulement spatio-temporel et de la variation des forces.  
 Trav. Hum., 30, 349-351.
- WARTENWEILER, J. und BIERI, M. (1961)  
 Untersuchungen der Mechanik menschlicher Bewegungen.  
 Helv. Phys. Acta, 34, 758-760.
- WELLS, J.B. (1965)  
 Comparison of mechanical properties between slow and fast mammalian  
 muscles.  
 J. Physiol., London, 178, 252-269.
- WIESENDANGER, M., SCHNEIDER, P. and VILLOZ, J.P. (1969)  
 Electromyographic analysis of a rapid volitional movement.  
 Am. J. Phys. Med., 48, 1, 17-25.
- WILKIE, D.R. (1950)  
 The relation between force and velocity in human muscle.  
 J. Physiol., London, 110, 249-280.

- WILKIE, D.R. (1956)  
Measurement of the series elastic component at various times during a single muscle twitch.  
J. Physiol., London, 134, 527-530.
- WILKIE, D.R. (1968)  
Heat work and phosphorylcreatine break-down in muscle.  
J. Physiol., London, 195, 157-183.
- WOLEDGE, R.C. (1968)  
The energetics of tortoise muscle.  
J. Physiol., London, 197, 685-707.
- YELLIN, H. and GUTH, L. (1970)  
The histochemical classification of muscle fibers.  
Exp. Neurol., 26, 424-432.
- ZARRUGH, M.Y., TODD, F.N. and RALSTON, H.J. (1974)  
Optimization of energy expenditure during level walking.  
Europ. J. appl. Physiol., 33, 293-306.
- ZIPP, P. (1975)  
Übertragungsverhalten des motorischen Systems der Hand bei elektrischer Anregung und seine Bedeutung für den Krafttremor.  
Europ. J. appl. Physiol., 34, 233-248.

ANNEXES

## ANNEXE I

### CALCUL DU MOMENT D'INERTIE DU SEGMENT AVANT-BRAS PLUS MAIN D'APRES DES DONNEES ANTHROPOMETRIQUES

Le moment d'inertie (I) d'un solide par rapport à un axe de rotation est défini par l'expression :

$$I = m(e^2 + r^2) \quad (1)$$

m est la masse du solide exprimée en kilogrammes-masse (kg), e, la distance du centre de gravité à l'axe de rotation et r, le rayon de giration exprimés en mètres.

Il suffit donc de connaître ces trois éléments pour calculer le moment d'inertie. Cependant, la détermination directe de chacun d'eux n'est pas simple. On utilise alors les relations entre ces grandeurs et d'autres grandeurs corporelles dont on sait que la corrélation entre elles est élevée.

#### 1 - Calcul de m

La masse du segment avant-bras plus main (m) est liée à la masse corporelle ( $M_C$ ) par la relation :

$$m = 0.0227 M_C \quad (2)$$

établie par CNOCKAERT et PERTUZON (1970 a). La masse corporelle est exprimée en kilogrammes-masse.

#### 2 - Calcul de la position du centre de gravité e

La distance du centre de gravité du segment à l'axe de rotation du coude (e) est définie par la relation :

$$e = 0.402 L_{MAB} \quad (3)$$

établie par CNOCKAERT et PERTUZON (1970 b) où  $L_{MAB}$  est la distance qui sépare le bord inférieur de l'épicondyle externe de l'humérus de l'extrémité du médius de la main tendue lorsque le bras et l'avant-bras sont dans le prolongement l'un de l'autre.  $L_{MAB}$  est exprimé en mètre.

### 3 - Calcul du rayon de giration r

Sur onze sujets masculins adultes, le moment d'inertie du segment avant-bras plus main a été mesuré au moyen de la technique de "quick-release" par PERTUZON et BOUISSET (1967) et BOUISSET et PERTUZON (1968).

Pour chaque sujet, la masse du segment et la position du centre de gravité ont été calculées d'après les équations (2) et (3).

Le calcul du rayon de giration a été effectué à l'aide de la relation (1).

La relation entre le rayon de giration et la longueur du segment ( $L_{MAB}$ ) a été établie pour les onze sujets.

$$\text{Il vient : } r = 0.186 L_{MAB} \quad (4)$$

### 4 - Calcul du moment d'inertie

Les expressions de  $m$ ,  $e$  et  $r$  introduites dans l'équation (1) donnent :

$$I = 44 * 10^{-4} * M_C * L_{MAB}^2 \quad (5)$$

où  $I$  est exprimé en kilogrammes.mètres carrés ( $\text{kg.m}^2$ ).

Ainsi, connaissant la masse corporelle et la longueur du segment avant-bras plus main définie ci-dessus, on peut calculer le moment d'inertie de ce segment par rapport à l'axe de rotation du coude avec une bonne approximation.

```

1,      DIMENSION F(150),V(150),P(150,3),T(9  ),DX(3),DF(150)
2,      NC=0
3,      READ(105,5)N,NT
4,      5  FORMAT(2I)
5,      READ(105,6)(V(I),I=1,N)
6,      READ(105,6)(F(I),I=1,N)
7,      6  FORMAT(10F,0)
8,      READ(105,6)A,B,C
9,      WRITE(108,10)N,NT,A,B,C
10,     10  FORMAT(1H ,2I3,3F12,3)
11,     DO 15 I=1,N
12,     15  WRITE(108,12)V(I),F(I)
13,     12  FORMAT(1H ,2F12,3)
14,     50  S=0
15,     DO 20 I=1,N
16,     H=V(I)+B
17,     D=-A+C/H
18,     DF(I)= F(I)-D
19,     P(I,1)=1
20,     P(I,2)=-C/(H*H)
21,     P(I,3)= 1/H
22,     WRITE(108,17)F(I),D,DF(I)
23,     17  FORMAT(1H ,3F12,3)
24,     20  S=S+DF(I)+DF(I)
25,     E=SQRT(S/(N-3))
26,     WRITE(108,18) E
27,     18  FORMAT(1H ,'ECART TYPE=',F12,5)
28,     IF(NC,EQ,NT)GOTO 100
29,     NC=NC+1
30,     EPS=1E-8
31,     CALL FMCAR(P,DF,DX,T,N,3,KOD,EPS)
32,     WRITE(108,10)KOD
33,     WRITE(108,35) A,DX(1), A+DX(1)
34,     WRITE(108,35) B,DX(2), B+DX(2)
35,     WRITE(108,35) C,DX(3), C+DX(3)
36,     35  FORMAT(1H ,3F18,4)
37,     A=A+DX(1)
38,     B=B+DX(2)
39,     C=C+DX(3)
40,     GOTO 50
41,     100 STOP
42,     END

```

```

1,      SUBROUTINE FMCAR(A,B,X,C,P,Q,KOD,EPS)
2,      INTEGER P,Q
3,      DIMENSION A(150,3),B(1),X(1),C(1)
4,      L=1
5,      DO 10 I=1,Q
6,      DO 10 J=1,Q
7,      C(L)=0
8,      DO 11 K=1,P
9,      11  C(L)=C(L)+A(K,I)*A(K,J)
10,     10  L=L+1
11,     DO 20 I=1,Q
12,     X(I)=0
13,     DO 20 K=1,P
14,     20  X(I)=X(I)+A(K,I)*B(K)
15,     CALL RESOL(C,X,Q,KOD,EPS)
16,     L=1
17,     DO 30 I=1,Q
18,     DO 30 J=1,Q
19,     C(L)=0
20,     DO 31 K=1,P
21,     31  C(L)=C(L)+A(K,I)*A(K,J)
22,     30  L=L+1
23,     RETURN
24,     END

```

Programme de calcul des coefficients a, b et c de l'hyperbole  
 $(F + a)(u + b) = c$ .

(FORTRAN IV)

ANNEXE III

	30/mn		45/mn		60/mn		75/mn		90/mn		105/mn	
	$\Delta t$ EXT	$\Delta t$ FLEX										
$I_0$			179.6 1.7	172.8 13.6	137.4 25.9	134.7 20.4	123.8 29.9	123.8 27.2	137.4 15.0	140.1 15.0	197.3 44.9	189.1 38.1
$I_3$	254.4 40.8	231.3 55.8	133.3 21.8	160.5 31.3	144.2 24.5	141.5 21.8	176.9 24.5	175.5 25.9	189.1 17.7	212.2 43.5		
$I_5$	195.9 78.9	194.6 74.8	130.6 34.0	138.8 29.9	142.9 19.0	145.6 20.4	170.1 17.7	175.5 21.8	161.9 17.7	159.2 15.0		
$I_7$	181.0 54.4	170.1 32.7	125.2 25.9	107.5 27.2	140.1 23.1	136.1 19.0	144.2 21.8	142.9 20.4	161.9 31.3	195.9 73.5		
$I_{10}$	240.8 72.8	217.7 66.7	140.1 35.4	167.3 31.3	185.0 23.1	183.7 25.9	198.6 40.8	200.0 40.8				

Tableau A<sub>1</sub>

Décalage entre le top sonore et la fin du mouvement de flexion ( $\Delta t$  FLEX) et d'extension ( $\Delta t$  EXT).

Le décalage est compté positivement si le top sonore survient avant la fin du mouvement, et négativement dans le cas inverse.

Pour chaque cadre le nombre supérieur est la moyenne des  $\Delta t$  (exprimée en millisecondes) mesurée sur 15 mouvements et le nombre inférieur est l'écart-type correspondant.

(sujet F.L.)



	30/mn		45/mn		60/mn		75/mn		90/mn		105/mn	
	$\Delta t$ EXT	$\Delta t$ FLEX										
$I_0$			187.8	174.1	91.2	96.6	112.9	119.7	153.7	153.7		
			50.3	59.8	38.1	36.7	50.3	28.6	21.8	20.4		
$I_3$			112.9	83.0	89.8	72.1	140.1	132.0	100.7	92.5		
			42.2	38.1	23.1	21.8	25.9	24.5	15.0	13.6		
$I_5$	133.3	175.5			115.6	110.2	167.3	156.5	130.6	130.6		
	74.8	27.2			29.9	29.9	21.8	19.0	23.1	20.4		
$I_7$	145.6	99.3	76.2	73.5	187.8	175.5	182.3	191.8				
	55.8	36.7	19.0	25.9	46.3	42.2	24.5	20.4				
$I_{10}$	134.7	89.8	102.0	92.5	210.9	224.5	227.2	234.0				
	53.1	58.5	36.7	42.2	32.7	28.6	31.3	40.8				

Tableau A<sub>2</sub>

Même légende que celle du tableau A<sub>1</sub>  
(sujet E.P.)

	30/min		45/min		60/min		75/min		90/min		105/min	
	$\Delta t$ EXT	$\Delta t$ FLEX										
I0			190.5	182.3	155.1	151.0	114.3	111.6	136.1	119.7	91.2	88.4
			20.4	27.2	38.1	38.1	15.0	13.6	10.9	23.1	27.2	27.2
I3	205.4	168.7	202.7	201.4	127.9	134.7	114.3	106.1	140.1	141.5		
	36.7	28.6	35.4	32.7	21.8	21.8	35.4	46.3	13.6	12.2		
I5	213.6	221.8	251.7	250.3	122.4	122.4	164.6	168.7	125.2	126.5		
	49.0	63.9	21.8	21.8	19.0	23.1	15.0	16.3	27.2	25.9		
I7	212.2	183.7	122.4	111.6	110.2	103.4	202.7	204.1	87.1	87.1		
	44.9	55.8	44.9	47.6	21.8	21.8	27.2	27.2	12.2	13.6		
I10	253.1	229.9	151.0	153.7	134.7	140.1	151.0	152.4	145.6	138.8		
	54.4	53.1	32.7	32.7	29.9	25.9	13.6	13.6	32.7	27.2		

Tableau A<sub>3</sub>

Même légende que celle du tableau A<sub>1</sub>  
(sujet J.P.V.)





	30/mm		45/mm		60/mm		75/mm		90/mm		105/mm	
	$\Delta\alpha$ EXT	$\Delta\alpha$ FLEX										
I0			2.5	0.7	3.4	1.3	1.3	3.9	0.6	2.3	1.4	-0.5
I5	1.5	1.7	1.8	1.7	1.3	2.8	2.9	2.4	2.6	3.6	2.8	2.6
I3	1.0	1.9	4.6	1.7	1.7	2.3	5.7	3.5	3.4	2.0		
I10	2.2	1.2	1.9	1.2	1.8	2.6	2.9	2.5	2.9	2.9		
I11	1.4	1.0	2.2	1.0	2.1	2.3	3.4	3.1	2.6	1.7		
I10	1.1	0.9	1.2	2.3	2.1	1.8	2.1	1.9	2.3	1.8		
I10	1.8	1.8	2.0	1.5	3.0	2.6	2.5	1.0				
I7	1.0	1.1	3.0	1.6	4.2	3.6	4.5	0.8				
I7	1.3	1.7	2.2	1.3	1.7	2.4	2.6	2.6				

Tableau A<sub>4</sub>

Décalage angulaire entre le repère visuel et la fin du mouvement de flexion ( $\Delta\alpha$  FLEX) et d'extension ( $\Delta\alpha$  EXT).

Le décalage est compté positivement si le repère est dépassé, négativement dans le cas inverse et zéro en cas de coïncidence.

Dans chaque cadre, le nombre supérieur est la moyenne de  $\Delta\alpha$  (exprimée en degrés) mesurée sur 15 mouvements et le nombre inférieur est l'écart-type correspondant.

(sujet E.P.)

	30/mm		45/mm		60/mm		75/mm		90/mm		105/mm	
	$\Delta\alpha$ EXT	$\Delta\alpha$ FLEX										
$I_0$			0.8	1.5	-1.1	0.8	-1.5	0.6	-3.3	1.0	-3.0	-2.6
			2.0	1.9	2.3	1.7	2.4	1.8	2.9	1.7	2.9	2.6
$I_5$	-0.3	1.2	-0.7	0.5	0.5	-0.2	-3.3	-0.1	-3.0	-1.2		
	1.3	1.5	1.5	2.0	1.6	1.9	1.7	2.3	3.0	1.4		
$I_3$	-1.4	0.0	0.2	1.8	-1.3	0.1	-2.0	0.4	-3.3	-1.3		
	1.5	1.6	2.0	1.6	2.8	1.8	1.6	1.7	3.1	1.6		
$I_{10}$	-0.6	0.8	1.0	-0.3	0.7	-0.4	-0.8	-1.5	0.2	-2.3		
	1.7	1.4	1.8	1.9	2.0	1.6	1.8	1.8	2.5	2.2		
$I_7$	0.2	0.3	-0.2	-1.2	0.0	0.0	-1.5	-0.2	-2.4	-0.6		
	1.8	1.5	0.9	1.3	1.4	1.3	1.4	1.3	1.2	1.5		

Tableau A5

Même légende que celle du tableau A<sub>4</sub>  
(sujet J.P.V.)



	15/mn	30/mn	45/mn	60/mn	75/mn	90/mn	105/mn
$I_0$			67.6 59.2 16 ⊕	45.3 42.3 14 ⊕	24.3 26.3 20 ⊕	26.7 62.2 12 ⊕	1.4 14 19
$I_3$		110.2 57.0 21 ⊕	60.6 39.3 17 P<.10	42.4 29.9 19 P<.10	16.0 21.8 20 P<.10	14.8 30.2 20 P<.10	
$I_5$		34.0 35.8 20 P>.001	45.2 20.7 20 P<.10	33.6 31.2 20 P<.10	15.4 16.1 19 P<.10	16.5 16.7 19 P<.10	
$I_7$	23.9 150 14 P<.10	107.1 52.1 21 P<.10	36.8 42.7 19 P<.10	24.6 19.6 20 .10<P<.05	8.2 13.4 20 .02<P<.01		
$I_{10}$	51.5 211.4 12 ⊕	90.4 50.5 20 P<.10	59.6 28.4 19 P<.10	24.4 18.2 20 .10<P<.05	9.3 12.7 19 .05<P<.02		
$I_0$			178.7 107.2 17 ⊕	88.7 32.0 5 ⊕	49.8 46.1 20 P<.10	41.7 14.5 13 ⊕	33.4 25.0 19
$I_3$		132.3 65.4 17 P<.10	76.9 42.9 19 P>.001	54.1 32.7 19 .05<P<.02	59.5 34.8 19 ⊕	26.6 34.0 19 P<.10	
$I_5$		56.8 43.1 19 P>.001	52.6 28.1 19 P>.001	62.0 34.2 19 P<.10	36.5 29.0 19 .05<P<.02	25.0 24.6 19 .05<P<.01	
$I_7$	101.5 113.5 15 ⊕	102.4 75.8 20 P<.10	70.8 24.7 19 P>.001	66.9 44.1 18 P<.10	42.5 23.9 19 P>.001		
$I_{10}$	54.3 96.2 12 P<.10	135.8 65.0 19 ⊕	72.8 33.5 19 P>.001	50.7 31.5 19 .05<P<.02	27.9 22.9 18 .01<P<.001		

Tableau A<sub>6</sub>

Valeurs du SEC T-B absolu (moitié supérieure du tableau) et du SEC B-T absolu (moitié inférieure du tableau) pour chaque item inertie-cadence des mouvements de va-et-vient.

Dans chaque cadre, le nombre supérieur représente la moyenne du SEC absolu (exprimé en millisecondes) calculé sur un nombre de valeurs indiqué en troisième ligne avec un écart-type noté en deuxième ligne.

Dans chaque colonne des moitiés supérieure et inférieure du tableau, la valeur maximum du SEC absolu est repérée par un signe +. Cette valeur du SEC est comparée aux autres valeurs de SEC de la colonne par le "t" de STUDENT-FISCHER. Le résultat de la comparaison est noté en quatrième ligne de chaque cadre.

(sujet F.G.)



	15/mn	30/mn	45/mn	60/mn	75/mn	90/mn	105/mn
I <sub>0</sub>			69.7 51.0 17 P<.10	45.2 47.7 17 ⊕	36.3 21.5 20 ⊕	11.7 18.3 19 .10<P<.05	0.9 15.4 19
I <sub>3</sub>		62.3 55.0 19 .05<P<.02	40.2 72.3 19 .05<P<.02	32.9 27.0 19 P<.10	18.1 16.1 19 .01<P<.001	- 4.7 14.9 16 P>.001	
I <sub>5</sub>		59.9 49.6 20 .02<P<.01	66.7 29.0 20 .10<P<.05	32.9 16.1 20 P<.10	23.2 21.5 19 .10<P<.05	21.0 15.4 19 ⊕	
I <sub>7</sub>		95.2 40.9 20 ⊕	42.8 25.5 20 P>.001	17.7 30.8 20 .05<P<.02	- 8.6 25.5 15 P>.001		
I <sub>10</sub>		82.1 43.4 20 P<.10	82.3 28.3 20 ⊕	32.5 27.1 19 P<.10	12.9 15.2 19 P>.001		
I <sub>0</sub>			151.8 64.5 17 ⊕	80.5 25.6 19 P<.10	53.7 29.4 19 ⊕	14.7 35.2 20 .02<P<.01	20.3 24.2 18
I <sub>3</sub>		186.7 116.2 20 ⊕	60.0 52.9 17 P>.001	19.6 23.7 19 P>.001	35.6 26.7 19 .10<P<.05	8.6 16.8 15 P>.001	
I <sub>5</sub>		129.2 95.4 21 .10<P<.05	114.2 50.7 19 .10<P<.05	63.1 33.2 19 P<.10	38.4 21.8 19 .10<P<.05	37.4 19.7 19 ⊕	
I <sub>7</sub>		170.8 104.0 19 P<.10	47.8 20.3 19 P>.001	85.7 56.6 18 ⊖	29.5 35.6 14 .05<P<.02		
I <sub>10</sub>		135.8 55.6 19 .10<P<.05	104.2 47.4 19 .02<P<.01	70.5 39.0 20 P<.10	22.6 19.5 19 P>.001		

Tableau A<sub>7</sub>

Même légende que celle du tableau A<sub>6</sub>  
(sujet E.P.)



	15/mn	30/mn	45/mn	60/mn	75/mn	90/mn	105/mn
$I_0$			111.5 73.8 18 ⊕	46.8 30.7 20 .05<P<.02	16.1 34.5 17 .02<P<.01	4.4 34.3 18 P<.10	-54.6 40.2 15
$I_3$		103.1 45.5 20 P<.001	95.2 40.2 18 P<.10	54.8 33.0 19 P<.10	24.1 13.7 17 .02<P<.01	8.9 19.8 18 P<.10	
$I_5$		126.6 63.6 19 .01<P<.001	73.4 28.0 18 .05<P<.02	45.1 31.2 18 .02<P<.01	28.5 21.2 20 P<.10	15.3 23.1 17 ⊕	
$I_7$	188.4 151.1 20 ⊕	192.5 74.5 20 ⊕	99.8 46.4 20 P<.10	49.8 29.7 20 .05<P<.02	29.7 22.3 20 P<.10		
$I_{10}$	168.9 90.1 16 P<.10	178.2 91.5 20 P<.10	76.4 27.2 16 .10<P<.05	66.2 20.4 20 ⊕	39.2 21.1 18 ⊕		
$I_0$			71.9 28.6 15 P<.10	28.8 20.6 14 P<.10	- 2.8 19.4 16 P>.001	21.7 19.9 17 ⊕	-15.6 23.1 16
$I_3$		73.7 40.6 20 P>.001	37.0 21.8 18 P>.001	35.4 20.7 17 P<.10	8.4 26.9 17 .05<P<.02	- 1.5 22.2 16 .01<P<.001	
$I_5$		124.8 69.4 19 P<.10	55.0 31.4 19 .05<P<.02	24.4 21.2 19 P<.10	13.7 14.5 17 .05<P<.02	8.5 20.8 18 .10<P<.05	
$I_7$	202.2 89.3 21 P<.10	109.0 52.1 20 .10<P<.05	67.7 43.8 19 P<.10	28.5 22.4 17 P<.10	24.4 22.6 20 P<.10		
$I_{10}$	250.9 230.5 16 ⊕	139.4 57.2 19 ⊕	82.4 41.7 13 ⊕	35.8 28.2 17 ⊕	24.9 16.3 19 ⊕		

Tableau A<sub>8</sub>

Même légende que celle du tableau A<sub>6</sub>  
(sujet J.P.V.)



	15/mn	30/mn	45/mn	60/mn	75/mn	90/mn	105/mn
$I_0$			50.8 44.5 16 ⊕	45.3 42.3 14 P<.10	30.2 32.8 20 P<.10	40.4 94.2 19 P<.10	2.4 25.0 19 P>.001
$I_3$		55.1 28.5 21 ⊕	45.5 29.5 17 P<.10	42.4 30.0 19 P<.10	20.0 27.3 20 P>.001	22.4 45.7 20 .01<P<.001	
$I_5$		17.0 17.9 20 .01<P<.001	33.9 15.5 20 ⊕	33.6 31.2 20 P<.10	19.2 20.1 19 .02<P<.01	25.0 25.3 19 P<.10	
$I_7$	5.9 37.6 14 P>.001	53.5 26.0 21 ⊕	50.2 32.1 19 P<.10	24.6 19.6 20 P>.001	10.2 16.7 20 P>.001		
$I_{10}$	12.8 52.8 12 .05<P<.02	45.2 25.2 20 ⊕	44.8 21.3 19 P<.10	24.4 18.2 20 .01<P<.001	11.6 15.8 19 P>.001		
$I_0$			134.3 80.6 17 ⊕	88.7 32 5 P<.10	62.2 57.6 20 .01<P<.001	65.1 21.9 13 .01<P<.001	58.6 43.8 19 .01<P<.001
$I_3$		68.1 32.7 17 P<.10	57.8 32.2 19 P<.10	54.1 32.7 19 P<.10	74.3 43.5 19 ⊕	40.2 51.5 19 .05<P<.03	
$I_5$		28.4 21.5 19 P>.001	39.5 21.1 19 .02<P<.01	62.0 34.2 19 ⊕	45.6 36.2 19 P<.10	37.8 37.2 19 .05<P<.02	
$I_7$	25.3 28.3 15 .03<P<.001	51.2 37.9 20 P<.10	53.2 18.5 19 P<.10	66.9 44.1 18 ⊕	28.2 29.9 19 .01<P<.001		
$I_{10}$	13.5 24.0 12 P>.001	67.9 32.5 19 ⊕	54.7 25.1 19 P<.10	50.7 31.5 19 P<.10	34.8 28.6 18 .01<P<.001		

Tableau A<sub>9</sub>

Valeurs du SEC T-B relatif (moitié supérieure du tableau) et du SEC B-T relatif (moitié inférieure du tableau) pour chaque item inertie-cadence des mouvements de va-et-vient.

Dans chaque cadre, le nombre supérieur représente la moyenne du SEC relatif calculé sur un nombre de valeurs indiqué à la troisième ligne avec un écart-type noté en deuxième ligne.

Dans chaque colonne des moitiés supérieure et inférieure du tableau, la valeur maximum du SEC relatif est repérée par un signe +. Cette valeur du SEC est comparée aux autres valeurs de SEC de la colonne par le "t" de STUDENT-FISCHER. Le résultat de la comparaison est noté en quatrième ligne de chaque cadre.

(sujet F.G.)



	15/mnt	30/mnt	45/mnt	60/mnt	75/mnt	90/mnt	105/mnt
$I_0$			52.4 38.3 17 ⊕	45.2 47.7 17 P<.10	45.3 26.8 20 P<.10	17.7 27.7 19 .01<P<.001	1.5 27.0 19 P>.001
$I_3$		31.1 27.5 19 P<.10	30.2 54.3 19 P<.10	32.9 27.0 19 ⊕	22.6 20.1 19 P<.10	- 7.1 22.5 16 P>.001	
$I_5$		29.9 24.8 20 .01<P<.001	50.1 21.8 20 ⊕	32.9 16.1 20 .01<P<.001	29.0 26.9 19 .02<P<.01	31.8 23.3 19 .02<P<.01	
$I_7$		47.6 20.4 20 ⊕	32.1 19.1 20 .02<P<.01	17.7 30.8 20 P>.001	-10.7 31.8 15 P>.001		
$I_{10}$		41.0 21.7 20 .01<P<.001	61.8 21.1 20 ⊕	32.5 27.1 19 P>.001	16.1 19.0 19 P>.001		
$I_0$			114.1 48.5 17 ⊕	50.5 25.6 19 .02<P<.01	67.1 36.7 19 .01<P<.001	22.2 53.3 20 P>.001	35.6 42.4 18 P>.001
$I_3$		93.3 58.1 20 ⊕	45.1 39.7 17 .01<P<.001	19.6 23.7 19 P>.001	44.5 33.3 19 .01<P<.001	13.0 25.4 15 P>.001	
$I_5$		64.6 47.7 21 P<.10	85.8 38.1 19 ⊕	63.1 33.2 19 .10<P<.05	48.0 27.2 19 P>.001	56.6 29.8 19 .02<P<.01	
$I_7$		85.4 52.0 19 ⊕	35.9 15.2 19 P>.001	64.7 56.6 18 P<.10	36.8 44.5 14 .01<P<.001		
$I_{10}$		67.9 27.8 19 P<.10	78.3 35.6 19 ⊕	70.5 39.0 20 P<.10	28.2 24.3 19 P>.001		

Tableau A<sub>10</sub>

Même légende que celle du tableau A<sub>9</sub>  
(sujet E.P.)



	15/mn	30/mn	45/mn	60/mn	75/mn	90/mn	105/mn
I <sub>0</sub>			83.8 55.4 18 ⊕	46.8 30.7 20 .02<P<.01	20.1 43.1 17 P>.001	6.6 51.9 18 P>.001	-95.7 70.5 15 P>.001
I <sub>3</sub>		51.5 22.7 20 .05<P<.02	71.5 30.2 18 ⊕	54.8 33.0 19 P<.10	30.1 17.1 17 P>.001	13.4 30 18 P>.001	
I <sub>5</sub>		63.3 31.8 19 ⊕	55.1 21.0 18 P<.10	45.1 31.2 18 .10<P<.05	35.6 26.5 20 .01<P<.001	23.1 35.0 17 P>.001	
I <sub>7</sub>	47.1 37.7 20 P>.001	96.2 37.2 20 ⊕	75.0 54.8 20 .10<P<.05	49.8 29.7 20 P>.001	37.1 27.8 20 P>.001		
I <sub>10</sub>	42.2 22.5 16 P>.001	89.1 45.7 20 ⊕	57.4 20.4 16 .02<P<.01	66.2 20.4 20 .05<P<.02	49.0 26.3 18 .01<P<.001		
I <sub>0</sub>			54.0 21.5 15 ⊕	28.8 20.6 14 .01<P<.001	- 3.5 24.2 16 P>.001	32.8 30.1 17 .05<P<.02	-27.5 40.5 16 P>.001
I <sub>3</sub>		36.8 20.3 20 ⊕	27.8 16.3 18 P<.10	35.7 20.7 17 P<.10	10.5 33.6 17 .01<P<.001	- 2.2 33.6 16 P>.001	
I <sub>5</sub>		62.4 34.7 19 ⊕	41.3 23.6 19 .05<P<.02	24.4 21.2 19 P>.001	17.1 18.1 17 P>.001	12.8 31.5 18 P>.001	
I <sub>7</sub>	50.5 22.3 21 P<.10	54.5 26.0 20 ⊕	50.9 32.9 19 P<.10	28.5 22.4 17 .01<P<.001	31.1 28.2 20 .01<P<.001		
I <sub>10</sub>	62.7 57.6 16 P<.10	69.7 28.6 19 ⊕	61.9 31.3 13 P<.10	35.3 28.2 17 P>.001	30.5 20.3 19 P>.001		

Tableau A<sub>11</sub>

Même légende que celle du tableau A<sub>9</sub>  
(sujet J.P.V.)



ANNEXE IV

## NOMENCLATURE

- a : distance séparant l'axe du coude de l'insertion distale du biceps
- B : muscle biceps brachial
- BA : muscle brachial antérieur
- BR : muscle brachioradialis
- C : compliance du muscle équivalent
- d : distance séparant l'axe du coude de l'apophyse styloïde radiale
- D.H. : distorsion harmonique
- EMG-B : électromyogramme de surface du biceps brachial
- EMG-BR : électromyogramme de surface du brachioradialis
- EMG-LP : électromyogramme de surface de la longue portion du triceps
- EMG-T : électromyogramme de surface du triceps brachial
- EMG-VE : électromyogramme de surface du vaste externe du triceps brachial
- EMG-VI : électromyogramme de surface du vaste interne du triceps brachial
- F : force développée par le muscle équivalent
- $F_{eco}$  : force économique développée par le muscle équivalent
- $F_m$  : moyenne arithmétique de deux forces  $F_\alpha$  et  $F_\beta$  séparées par un petit  $dF$
- $F_0$  : force maximale isométrique du muscle équivalent
- $F_{opt}$  : force optimale du muscle équivalent
- $F_r$  : fréquence des mouvements de va-et-vient
- $F_N$  : fréquence naturelle
- $F_R$  : fréquence de résonance
- I : moment d'inertie
- IS : isolé (mouvement)
- k : raideur (inverse de la compliance)
- P : puissance musculaire instantanée
- Q : électromyogramme intégré

- R : rendement
- SEC : silence électrique commun
- SEC relatif : silence électrique commun rapporté à la durée du mouvement correspondant
- SEC B-T : silence électrique commun en flexion
- SEC T-B : silence électrique commun en extension
- T : triceps brachial
- u : vitesse de raccourcissement du muscle équivalent
- $u_{eco}$  : vitesse économique de raccourcissement du muscle équivalent
- $u_0$  : vitesse maximale de raccourcissement du muscle équivalent sous charge nulle
- $u_{opt}$  : vitesse optimale de puissance du muscle équivalent
- VV : va-et-vient (mouvement)
- W : travail
- x : bras de levier du muscle équivalent
- $\Delta F$  : variation de force du muscle équivalent
- $\Delta L$  : variation de longueur du muscle équivalent
- $\eta$  : viscosité dynamique
- $\theta$  : déplacement angulaire
- $\theta'$  : vitesse angulaire
- $\theta''$  : accélération angulaire
- $\omega$  : pulsation ( $= 2\pi F_r$ )

