

50376
1967
68

50376
1967
68

MÉMOIRE

présenté à la

FACULTÉ DES SCIENCES DE LILLE

pour l'obtention du

DIPLOME D'ÉTUDES SUPÉRIEURES

(SCIENCES NATURELLES)

par

FRANCIS GOUBEL



**ÉTUDE QUANTITATIVE DE L'ACTIVITÉ MUSCULAIRE
AU COURS DE MOUVEMENTS MONOARTICULAIRES
EFFETS DE L'INERTIE
ET DE LA FINALITÉ DU MOUVEMENT**

Présenté en Mai 1967
devant la commission d'examen

JURY D'EXAMEN

- | | | |
|------------------|--|--------------|
| M. S. BOUISSET, | Professeur à la Faculté des Sciences de Lille, | } Examineurs |
| M. V. BLOCH, | Professeur à la Faculté des Sciences de Lille, | |
| M. R. BOURIQUET, | Professeur à la Faculté des Sciences de Lille, | |
| M. J. SCHERRER, | Professeur à la Faculté de Médecine de Paris, | |
- Président

I N T R O D U C T I O N

L'étude des phénomènes mécaniques de la contraction musculaire peut être envisagée sous deux aspects : le développement d'une tension (contraction isométrique) ou la variation de longueur (contraction isotonique) .

Dans le second cas, la relation force-vitesse est bien connue. Etudiée par FENN et MARSH (1935) et mise en équation par HILL (1938, cité d'après AUBERT , 1963), cette relation hyperbolique montre que pour le muscle isolé, la force maximum de contraction diminue lorsque la vitesse de raccourcissement augmente.

Abordant le problème de la contraction musculaire dynamique (anisométrique), DERN et coll..(1947) puis WILKIE (1950) ont obtenu une relation similaire chez l'homme, exécutant des mouvements volontaires.

Comparant les phénomènes électriques et mécaniques de la contraction anisométrique, BIGLAND et LIPPOLD (1954) ont montré que pour des mouvements effectués contre résistance et en l'absence de fatigue, l'activité électrique intégrée est proportionnelle à la tension-à vitesse de raccourcissement constante - et à la vitesse de raccourcissement à tension constante. Ces auteurs ont aussi précisé que leurs résultats étaient compatibles avec l'équation de HILL et en constituaient même une des conséquences directes.

Etudiant le mouvement volontaire effectué dans le plan vertical contre résistance, BOUISSET, DENMAL et SOULA (1963) ont montré l'existence d'une relation linéaire entre l'activité électrique intégrée et l'accélération tangentielle maximale. BOUISSET et

DENIMAL (1964) ont mis en évidence une relation analogue dans le cas du mouvement de percussion. Il a en outre été signalé (v. DENIMAL 1964) l'existence d'une relation quadratique entre l'activité électrique intégrée et la vitesse maximum développée au cours du mouvement.

Nous avons choisi d'étudier, dans des perspectives comparables, des mouvements contre inertie, effectués dans le plan horizontal et limités soit volontairement soit par percussion afin de faire varier la finalité du mouvement.

Nous nous proposons ainsi d'examiner l'influence de l'inertie et de la finalité du mouvement sur la relation entre l'activité électrique intégrée et l'accélération tangentielle maximale. Nous pourrons alors dégager l'influence des conditions dans lesquelles se déroule un mouvement sur l'allure des courbes mécaniques et sur le mode d'activité du muscle.

Afin d'examiner la validité de l'équation de HILL pour des mouvements effectués contre inertie par des moyens comparables à ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954), nous avons étudié la relation entre l'activité électrique intégrée et la vitesse maximum développée au cours du mouvement. De plus, cette relation nous permet d'aborder le problème de l'énergie cinétique développée par le muscle et de comparer nos résultats à ceux de BERGSTRÖM (1962).

Nous avons choisi un mouvement aussi simple que possible, ne mobilisant qu'une seule articulation et répondant à un certain nombre de critères jugés nécessaires par WILKIE (1950) pour une étude quantitative rigoureuse :

- le mouvement ne doit mettre en jeu que peu de muscles
- le mouvement ne doit pas entraîner de modifications dans la stabilité du reste du corps

- le mouvement doit pouvoir être reproduit facilement et exactement au cours des différents examens.

Ces diverses raisons ont amené le choix de mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras exécutés dans le plan horizontal et limités soit par arrêt volontaire au niveau de repères visuels soit par percussion sur des butées.

L'étude d'un mouvement volontaire requiert selon WACHOLDER (cité d'après FESSARD, 1927) : a) la description de la forme du mouvement étudié par enregistrement de certaines variables mécaniques définissant le mouvement de chaque segment, b) l'explication des mécanismes physiologiques qui le produisent, à partir d'enregistrements de l'activité électrique et de l'activité électrique intégrée des principaux muscles concernés.

C'est pourquoi nous avons enregistré simultanément l'activité électrique globale du biceps et du triceps, les activités électriques intégrées correspondantes et les variables mécaniques usuelles, à savoir : déplacement, vitesse, accélération tangentielle, accélération radiale. Afin de pouvoir comparer nos résultats à ceux obtenus par les auteurs cités plus haut, nous avons considéré, pour chaque mouvement, les valeurs maximales de l'accélération tangentielle et de la vitesse.

Après avoir exposé la technique et le protocole expérimental, nous décrirons les tracés mécaniques et électromyographiques et présenterons les résultats des dépouillements des courbes enregistrées. Enfin, nous discuterons de ces résultats.

- CHAPITRE I -

TECHNIQUE ET PROTOCOLE

Le mouvement étudié est un mouvement de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras droit, effectué dans un plan horizontal. Le mouvement est limité soit par percussion sur des butées, soit par arrêt volontaire au niveau de repères visuels (v. fig. 1)

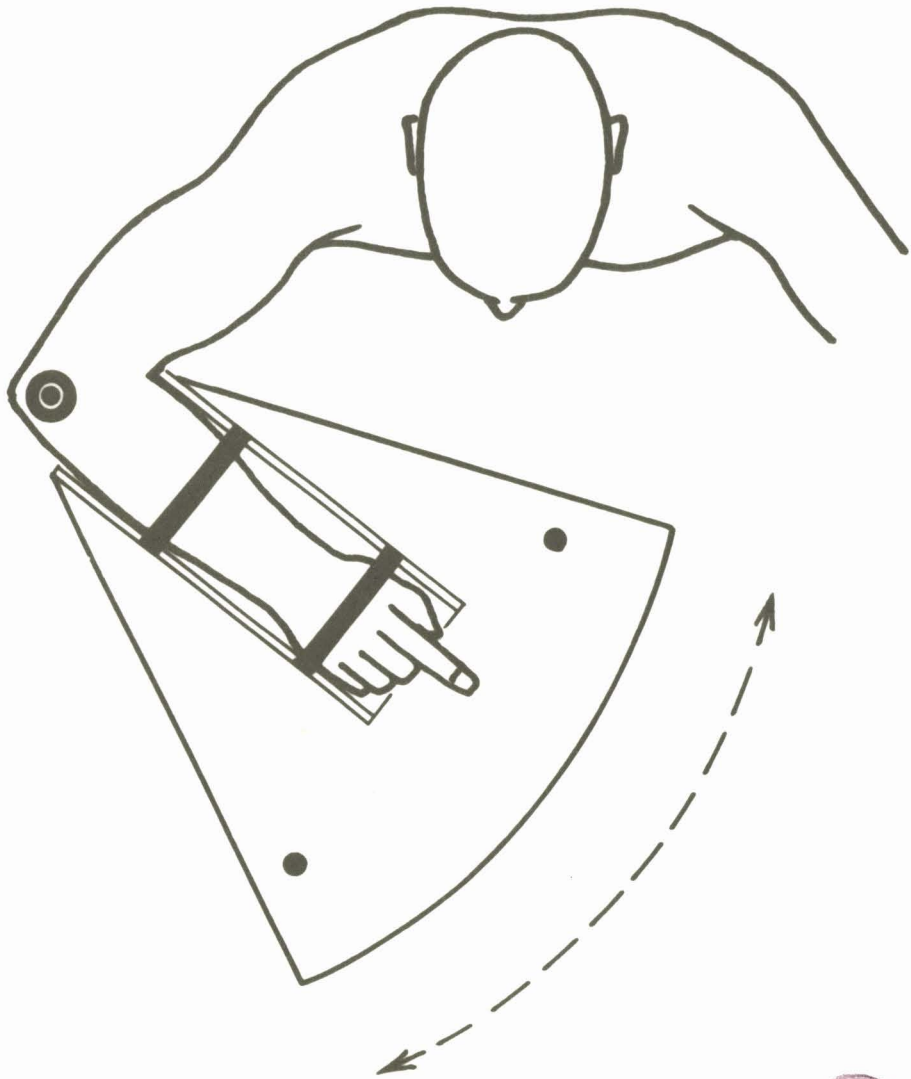
I - TECHNIQUE

Le sujet est en position assise. Le siège, réglable en hauteur, permet de placer le bras de sorte que le mouvement horizontal de l'avant-bras ait lieu sans occasionner la moindre gêne au sujet. L'avant-bras repose sur une gouttière de polystyrène expansé, maintenue sur une planchette de bois par un support en aluminium (1). La planchette est maintenue par deux cornières de fer rigides, vissées sur une plaque de fer, fixée elle-même sur un roulement à billes horizontal. Un tube en acier de grosse section supporte l'ensemble qui est donc mobile dans le plan horizontal, autour d'un axe vertical (v. fig. 2 et 3). Les frottements sont négligeables.

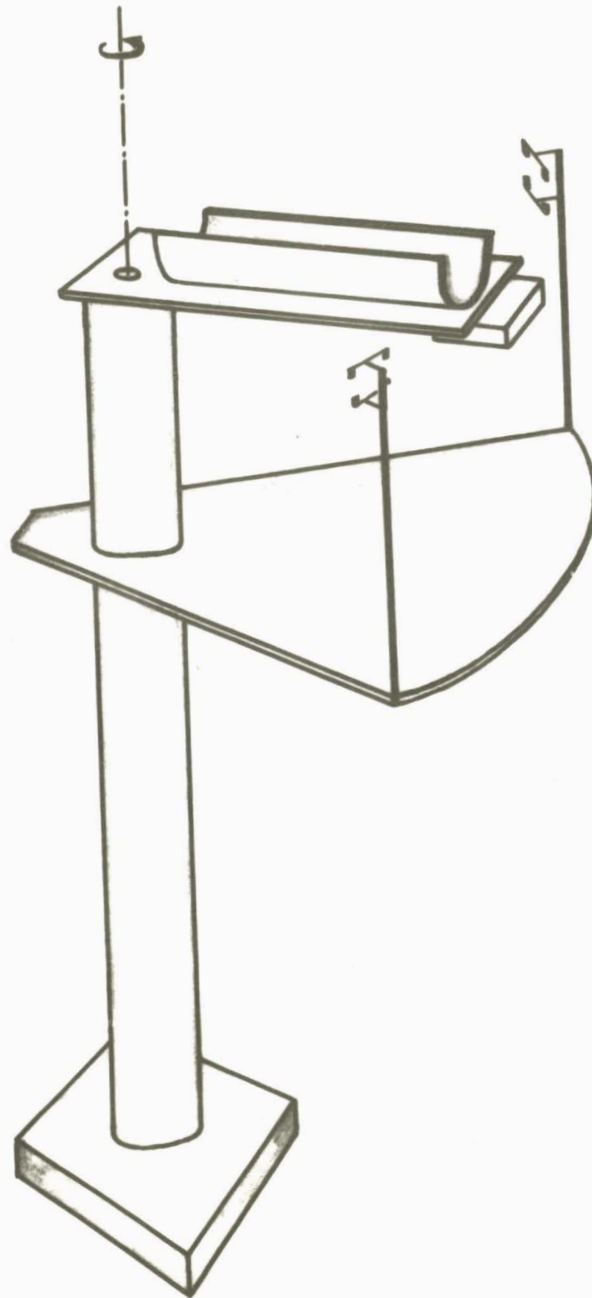
Des surcharges composées de masses de plomb parallélépipédiques de hauteur faible peuvent être fixées par un boulon à l'extrémité de la planchette. Le centre de gravité des masses se trouve alors à une distance fixe de 26 cm de l'axe de rotation. Le moment d'inertie, par rapport à l'axe de rotation, de l'ensemble mobile est donc constant pour une même masse.

Des lanières de cuir permettent de maintenir l'avant-bras du sujet dans la gouttière. La main est en semi-pronation. L'axe de rotation du coude coïncide approximativement avec celui du système mécanique.

(1) Ce dispositif a été mis au point et décrit par CNOCKAERT (1967).



- Fig. 1 -



- Fig. 2 -



L'amplitude des mouvements est limitée à 20° de part et d'autre d'une position moyenne définie par la perpendiculaire au bras passant par l'axe du coude.

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

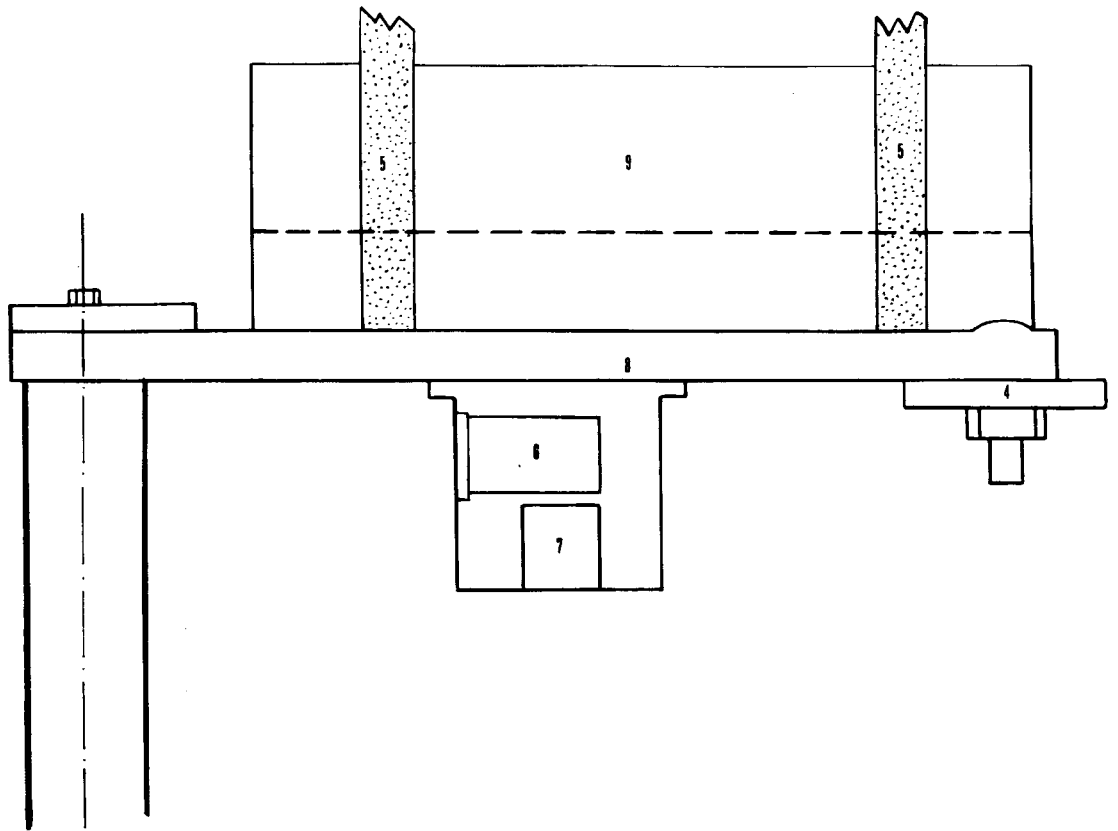
Dans le cas du mouvement à arrêt volontaire, les repères visuels sont constitués de quatre cellules photo-électriques. Avec l'index tendu, le sujet vise les deux cellules photoélectriques situées à $\pm 20^\circ$ de la position moyenne précédemment définie. Les deux autres cellules photoélectriques situées à $\pm 23^\circ$ permettent un contrôle de l'arrêt. Le passage de l'index au niveau des cellules provoque la déviation d'un oscillographe à aimant mobile d'un enregistreur photographique A C B .

L'activité électrique des muscles est explorée à l'aide d'électrodes de surface disposées

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

Après repérage anatomique, les électrodes sont fixées au collodion sur la peau poncée et dégraissée. Cette technique permet d'obtenir des résistances interélectrodes faibles (entre 2 et $10\text{ k}\Omega$) par rapport à l'impédance d'entrée du premier étage d'amplification ($1\text{ M}\Omega$). Ces résistances sont contrôlées en début et en fin d'expérience.

Nous obtenons ainsi l'électromyogramme global du biceps et du triceps.



- Fig. 3 -

- (4) - Masses de plomb.
- (5) - Lanières de fixation.
- (6) - Accéléromètre radial.
- (7) - Accéléromètre tangentiel.
- (8) - Planchette.
- (9) - Gouttière.

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

Deux accéléromètres sont fixés à une distance de 16 cm de l'axe de rotation. L'axe de mesure de l'accéléromètre définissant l'accélération radiale est parallèle au rayon de rotation. L'axe de mesure de l'accéléromètre définissant l'accélération tangentielle est perpendiculaire au précédent. (v. fig. 3)

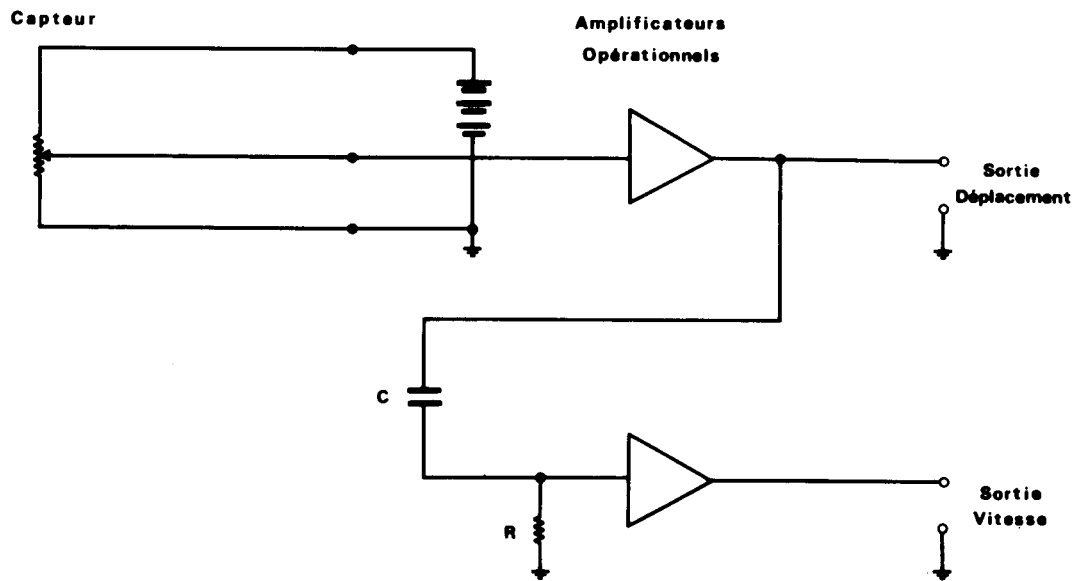
Les accéléromètres sont conçus sur le principe de détection de la variation de mutuelle inductance. Ce sont des capteurs à inertie A C B comportant un détecteur mécanique de type pendulaire de fréquence propre (bande passante : 0 à 100 Hz) supérieure à la fréquence des phénomènes à étudier (au maximum 5 Hz). Le capteur module une tension sinusoïdale de 1000 Hz fournie par un générateur. Un démodulateur donne un signal envoyé sur des oscillographes A C B .

Un potentiomètre à variation de résistance proportionnelle à l'angle de rotation de son axe donne un signal correspondant au déplacement. Ce signal est dirigé vers un circuit différenciateur pour obtenir la vitesse tangentielle. L'ensemble du dispositif (v. fig. 4) a été antérieurement utilisé par BOUISSET et coll. (1966).

Les activités électromyographiques globales et intégrées et les différents phénomènes mécaniques sont simultanément enregistrés sur papier développable par l'intermédiaire d'oscillographes à aimant mobile A C B (v. fig. 5)

II - P R O T O C O L E

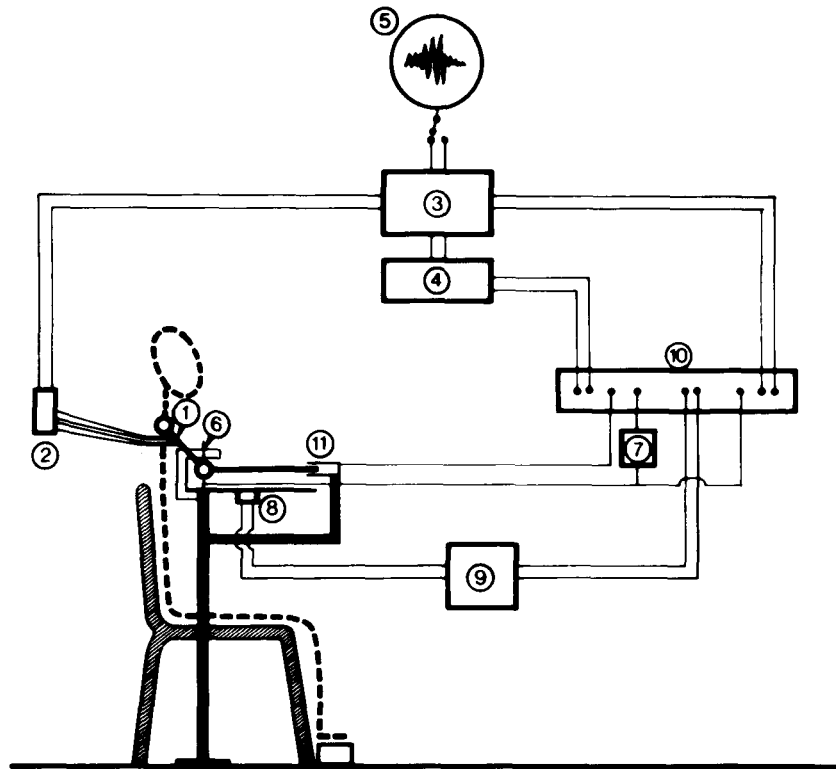
Quatre sujets ont été examinés, chacun deux fois à des jours différents. Chaque examen comporte une série de mouvements à arrêt automatique et une série de mouvements à arrêt volontaire.



- Fig. 4 -

Appareil de mesure du déplacement angulaire
et de la vitesse angulaire

(ce dispositif a été décrit par LESTIENNE, 1967)



- Fig. 5 -

Schéma du montage expérimental

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

Chaque série est effectuée avec des surcharges, nulle (0 kg) ou faibles (1 kg, 2 kg, 3 kg). Pour chaque surcharge, le sujet réalise des mouvements de flexion et d'extension. Ces mouvements ne sont pas alternatifs; la flexion est isolée de l'extension par un arrêt de l'ordre d'une seconde. Les vitesses d'exécution du mouvement ne sont pas imposées. Le sujet effectue des mouvements à vitesse spontanée puis, sur indications de l'expérimentateur, à vitesse plus lente et plus rapide. Pour chaque gamme de vitesses, le sujet effectue cinq mouvements. Il lui est demandé d'effectuer ces mouvements de façon aussi continue que possible et de se décontracter au maximum. Pour les mouvements à arrêt volontaire, l'attention du sujet est attirée sur la nécessité de respecter, autant que possible, les limites fixées par les repères. Pour les mouvements à arrêt automatique, les sujets sont incités à percuter les butées : il s'agit donc de mouvements de percussion, la vitesse instantanée étant maximale à la fin du mouvement.

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

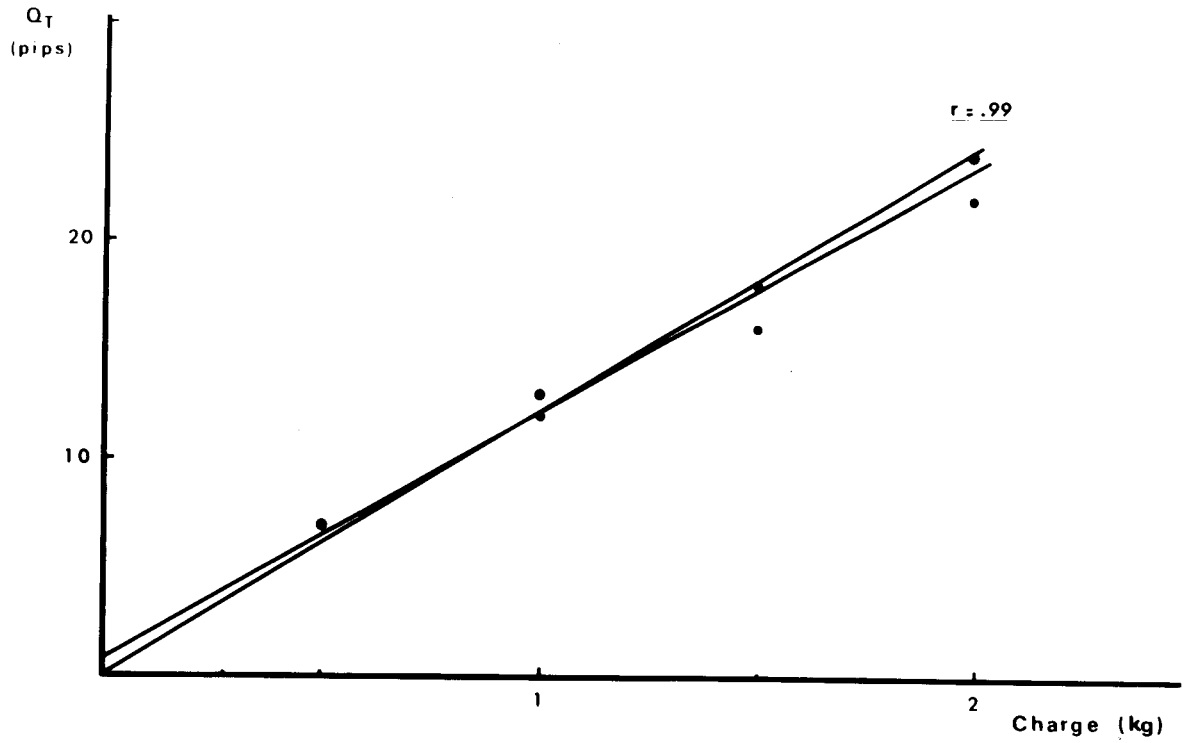
Entre les deux séries de mouvements d'un même examen et lors de la permutation des charges, une pause suffisante est respectée, afin d'éviter les risques de fatigue.

Une épreuve de travail statique pratiquée au début et à la fin de chaque série avec des charges de 0,5, 1 et 2 kg. fournit la possibilité d'un contrôle de l'état de fatigue du biceps et du triceps.

En outre, cette épreuve a permis d'exprimer les quantités d'électricité intégrée dans une unité valable d'un examen à un autre. A une charge déterminée correspond un certain nombre de pips par seconde. La variation de l'activité électrique intégrée (en pips par

seconde) en fonction de la charge maintenue (en kg) étant sensiblement linéaire (fig.6), on peut alors exprimer chaque quantité d'électricité intégrée en kg. statiques/s.. Le coefficient ainsi déterminé dépendant de la position de l'avant-bras, toutes les épreuves ont été effectuées avec l'avant-bras placé perpendiculairement au bras.

Comme on le verra dans la discussion, l'évaluation des activités électriques intégrées en kg. stat./s. peut entraîner des erreurs d'interprétation. L'utilisation de cette unité arbitraire a toutefois l'avantage de pouvoir relier entre elles des expériences réalisées sur des sujets différents et, pour un même sujet, à des jours différents.



- Fig. 6 -

Graphique d'étalonnage du travail statique du triceps .

(65 . 12 . 13 . F.B.)

- CHAPITRE II -

ALLURE DES TRACES EXPERIMENTAUX ET
TECHNIQUE DE DEPOUILLEMENT.

I- TRACES EXPERIMENTAUX (fig.7 à 10)

Neuf phénomènes sont simultanément enregistrés sur papier photodéveloppable. La vitesse de déroulement du papier est adaptée à la cadence du mouvement effectué : 55 mm/s pour les cadences rapides, 33 mm/s pour les autres cadences. Un marquage vertical, différencié à partir d'un tambour synchrone 50 Hz, fournit, sur toute la largeur de l'enregistrement, une base de temps au 1/10 de seconde et à l'extrémité inférieure, une base de temps au 1/100 de seconde.

Les tracés expérimentaux comportent, de haut en bas :

- l'activité électrique intégrée du biceps (Ω_B)
- l'activité électrique intégrée du triceps (Ω_T)
- la trace des contacts des cellules photoélectriques (contact)
- la vitesse (θ')
- l'accélération radiale (θ'^2)
- l'accélération tangentielle (θ'')
- le déplacement angulaire (θ)
- l'activité électrique globale du triceps (EMG T)
- l'activité électrique globale du biceps (EMG B)

II - ALLURE DES TRACES EMG

Les activités électriques intégrées Ω_B et Ω_T apparaissent sous forme de pips perpendiculaires à la ligne de base. Leur nombre est

proportionnel à la surface totale de l'électromyogramme global.

Les activités électriques globales se présentent sous forme d'une série de variations de potentiels dont l'amplitude et la fréquence varient avec la charge utilisée et la cadence d'exécution du mouvement. L'activité électrique de l'agoniste débute généralement avec le mouvement et persiste souvent après l'arrêt, qu'il soit volontaire ou en butée. Lors d'un mouvement à arrêt volontaire, on observe généralement une mise en jeu de l'antagoniste (fig. 8 et 10). Cette activité freinatrice peut devenir très importante lors d'un mouvement à vitesse rapide.

III - ALLURE DES TRACES MECANIQUES

L'allure des tracés mécaniques est inverse pour la flexion et l'extension. Ainsi, au cours de la flexion (fig. 9), la vitesse instantanée décrit une courbe située au dessus de la ligne de base alors qu'au cours de l'extension (fig. 7), le phénomène est inversé. Seul le tracé d'accélération radiale (terme proportionnel à V^2) garde toujours le même sens de variation.

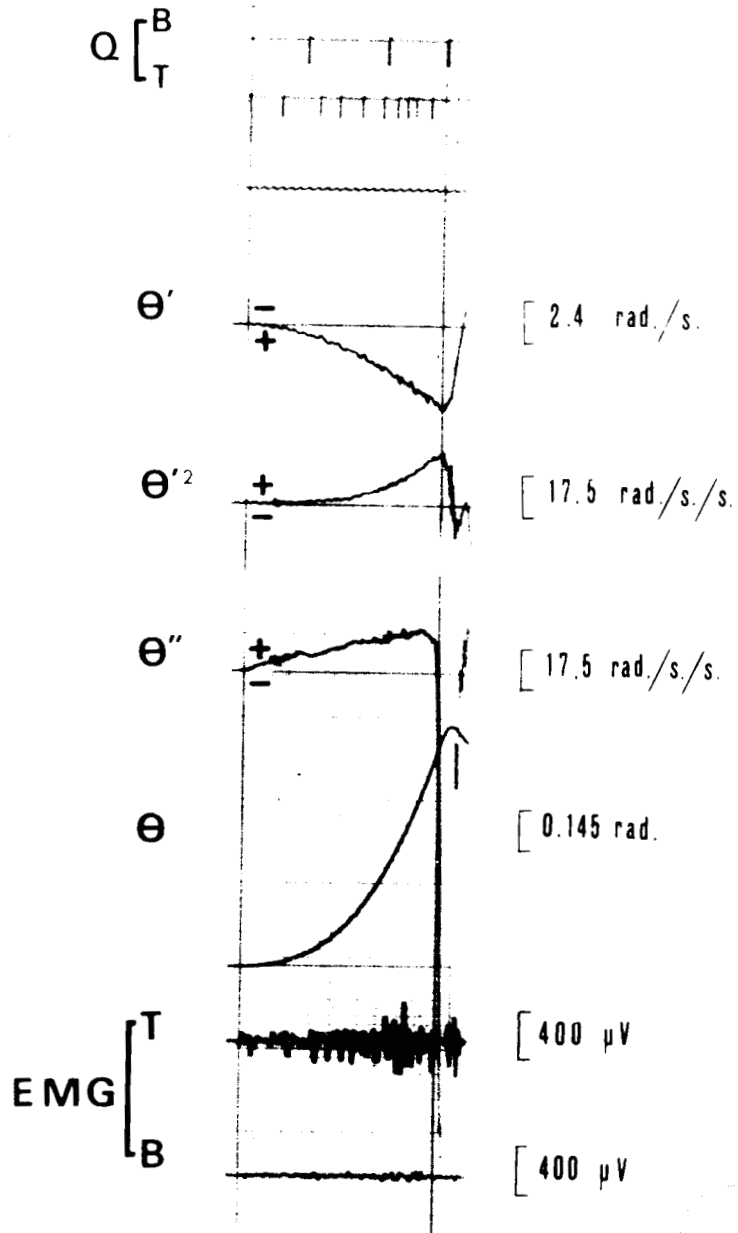
1) Mouvement de percussion (fig 7 et 9)

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

a- Vitesse et accélération radiale

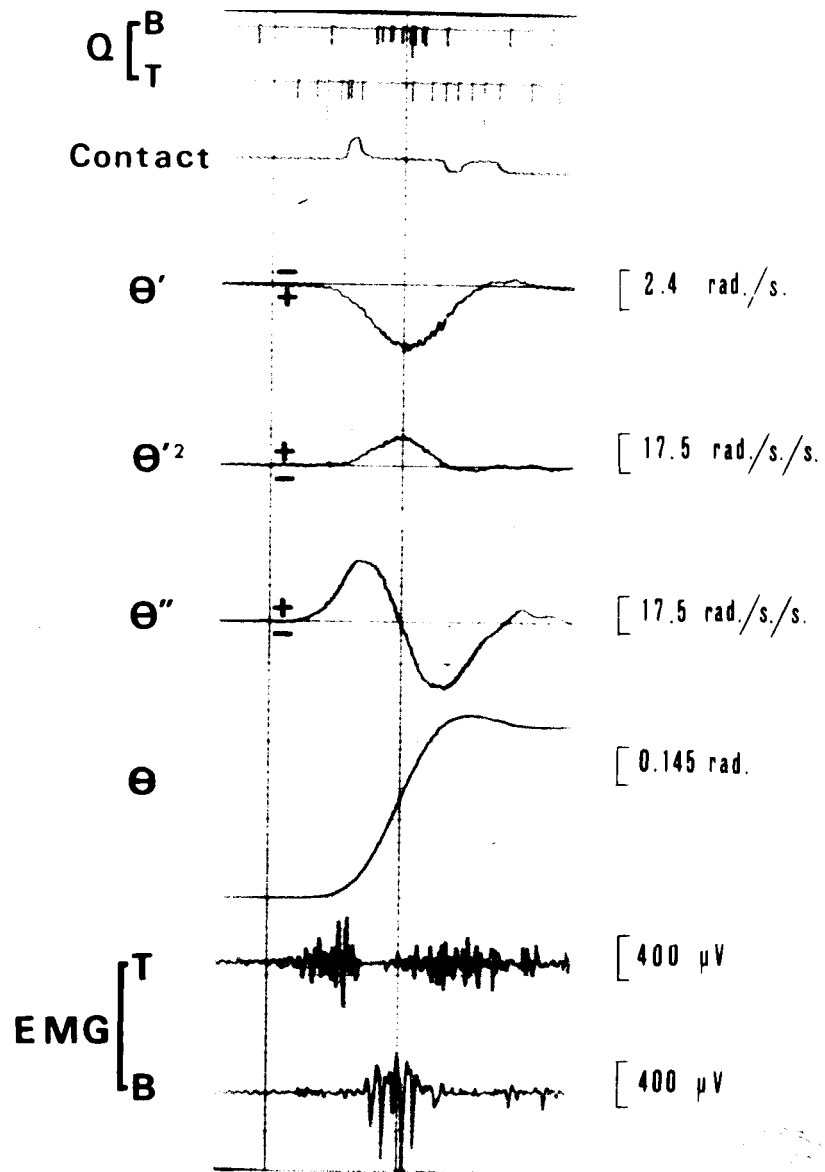
Les courbes sont monophasiques. La vitesse croît lentement jusqu'à une valeur maximale, décroît très rapidement et s'annule.

Le tracé d'accélération radiale suit celui de la vitesse, ce qui est conforme à la cinématique ($\gamma r = \frac{V^2}{R}$)



- Fig. 7 -

Mouvement de percussion
(Extension 0 kg - 65 . 12 . 7 . J.C.C.)



- Fig. 8 -

Mouvement à arrêt volontaire
(Extension 1 kg - 65 . 12 . 21 . F.G)

b- accélération tangentielle

Le tracé est d'allure monophasique. Il croît, passe par un maximum, décroît brusquement et s'annule.

c- déplacement angulaire

La forme du tracé varie selon la vitesse d'exécution du mouvement. On observe toujours un point d'inflexion correspondant au maximum de vitesse.

2) Mouvement à arrêt volontaire (fig. 8 et 10)

Dans ce cas, les perturbations affectant l'allure des tracés mécaniques en fin de mouvement sont limitées à une ou deux oscillations de très faible amplitude. Celles-ci sont dues à la précision requise pour l'arrêt et correspondent à des petits mouvements autour du repère. Ils sont désignés dans la littérature sous le terme de "mouvements d'ajustement" ou encore de "mouvements secondaires". Ce sont les "mouvements primaires" ou "mouvements de transport" qui sont essentiellement considérés.

a- vitesse et accélération radiale

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

b- accélération tangentielle

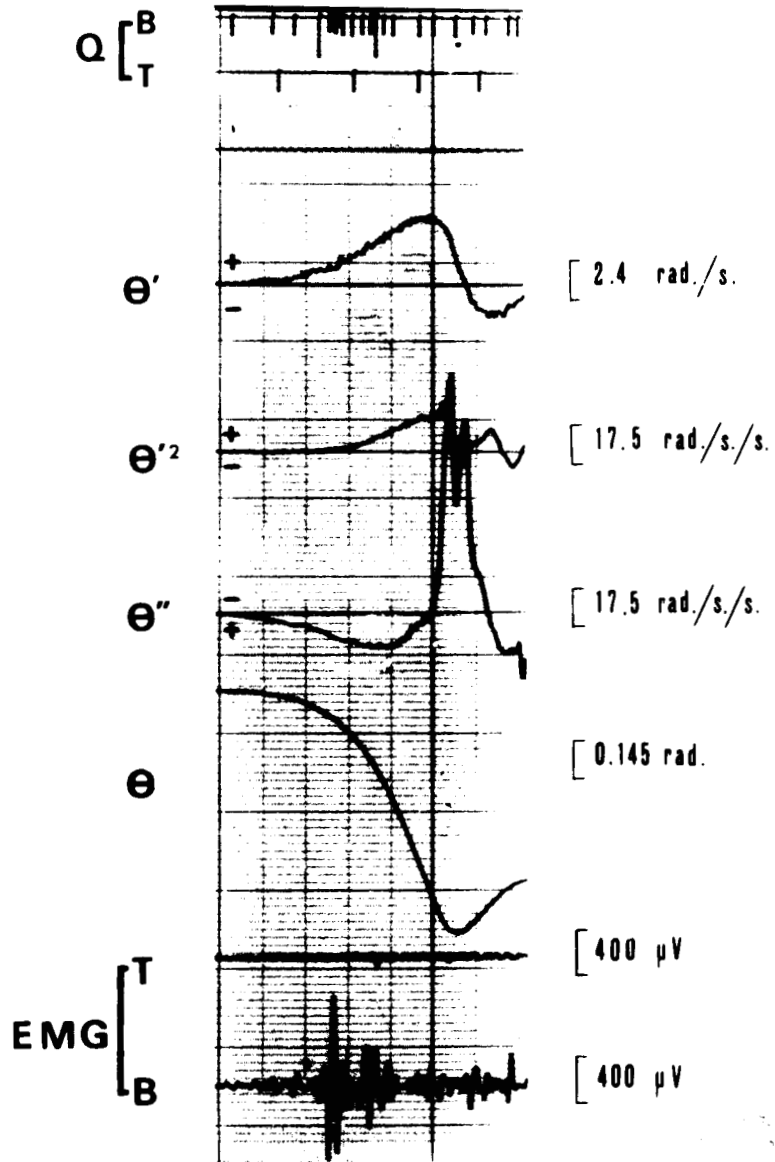
L'allure du tracé est diphasique, la seconde phase correspondant à l'activité freinatrice de l'antagoniste.

c- déplacement angulaire

Les courbes sont comparables à celles obtenues dans le cas du mouvement de percussion.

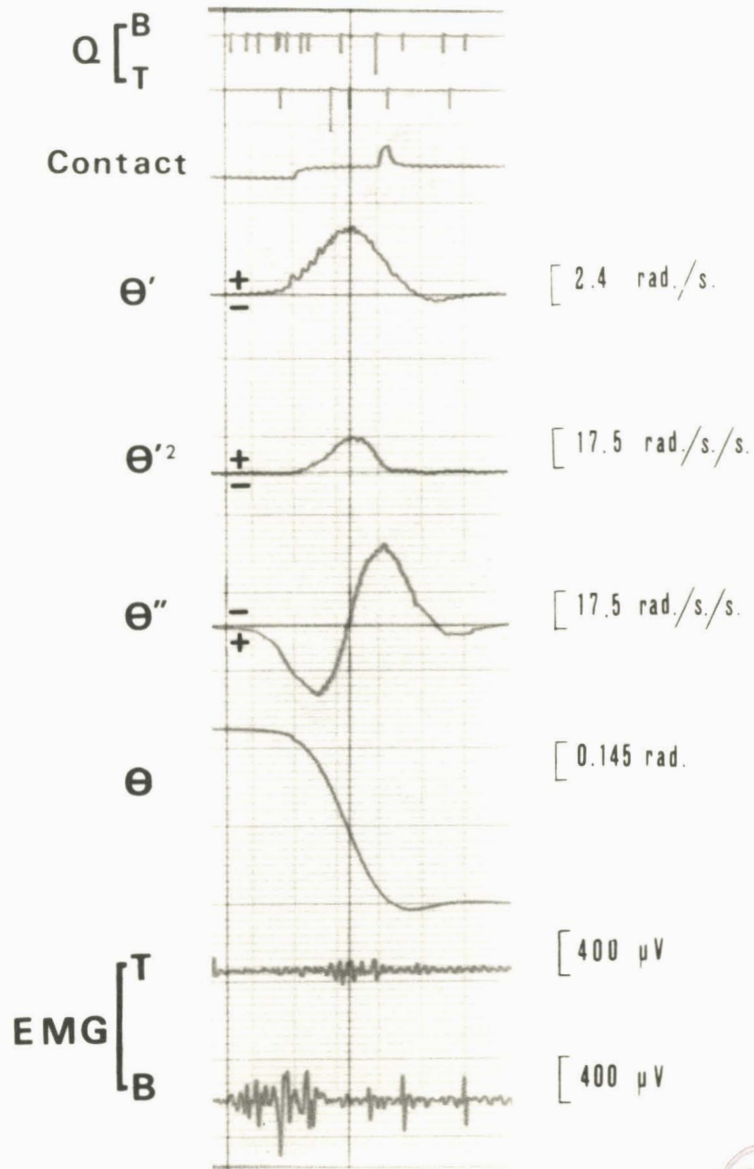
IV - TECHNIQUE DE DEPOUILLEMENT

1) Détermination de la durée du mouvement



- Fig. 9 -

Mouvement de percussion
(Flexion 1 kg - 65 . 12 . 14 . F.L.)



- Fig. 10 -

Mouvement à arrêt volontaire
(Flexion 0 kg - 65 . 12 . 21 . F.G.)

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

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

2) Dépouillement des variables mécaniques

Nous avons mesuré essentiellement le maximum d'accélération tangentielle (Γ_t) et le maximum de vitesse (V). Des étalonnages préalables ont permis de chiffrer ces résultats en unités physiques.

a- étalonnage de la vitesse

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

Pour la position de l'atténuateur adoptée dans nos expériences, 1 mm de déflexion correspond à 0,48 rad/s. L'erreur commise lors de la mesure est d'environ 1 %.

b- étalonnage de l'accélération tangentielle

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

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

Pour la position I de l'atténuateur, 1 mm de déflexion correspond à 1.92 rad/s/s.

Lors des mouvements à cadence rapide, nous avons utilisé la position I/2 de l'atténuateur et admis qu'à 1 mm de déflexion correspondait $1.92 \times 2 = 3.84$ rad/s/s. Un étalonnage en position I/2 a montré qu'à 1 mm de déflexion correspondait en réalité 4.05 rad/s/s. L'erreur commise est donc de 5 %.

En admettant que les mesures des maxima puissent être effectuées au I/4 de mm près et que la déflexion, atténuée de moitié, soit de l'ordre du centimètre, l'erreur commise lors du dépouillement est donc d'environ 5 % . Les deux types d'erreurs sont donc du même ordre de grandeur.

Enfin, il faut signaler que, dans la gamme d'accélération étudiée ici, l'erreur de linéarité de la réponse de l'accéléromètre reste inférieure à 1 % .

3) Dépouillement des activités électriques intégrées

Généralement, il suffit de compter les pips pendant la durée du mouvement, précédemment définie, et de transformer ce nombre de pips en kg statiques/seconde comme il l'a été exposé dans la technique.

Des cas particuliers se sont présentés:

a- dans les mouvements à cadence rapide, il s'est parfois produit une légère antéposition de l'activité électrique. Nous avons considéré l'intégration de cette activité dans nos mesures.

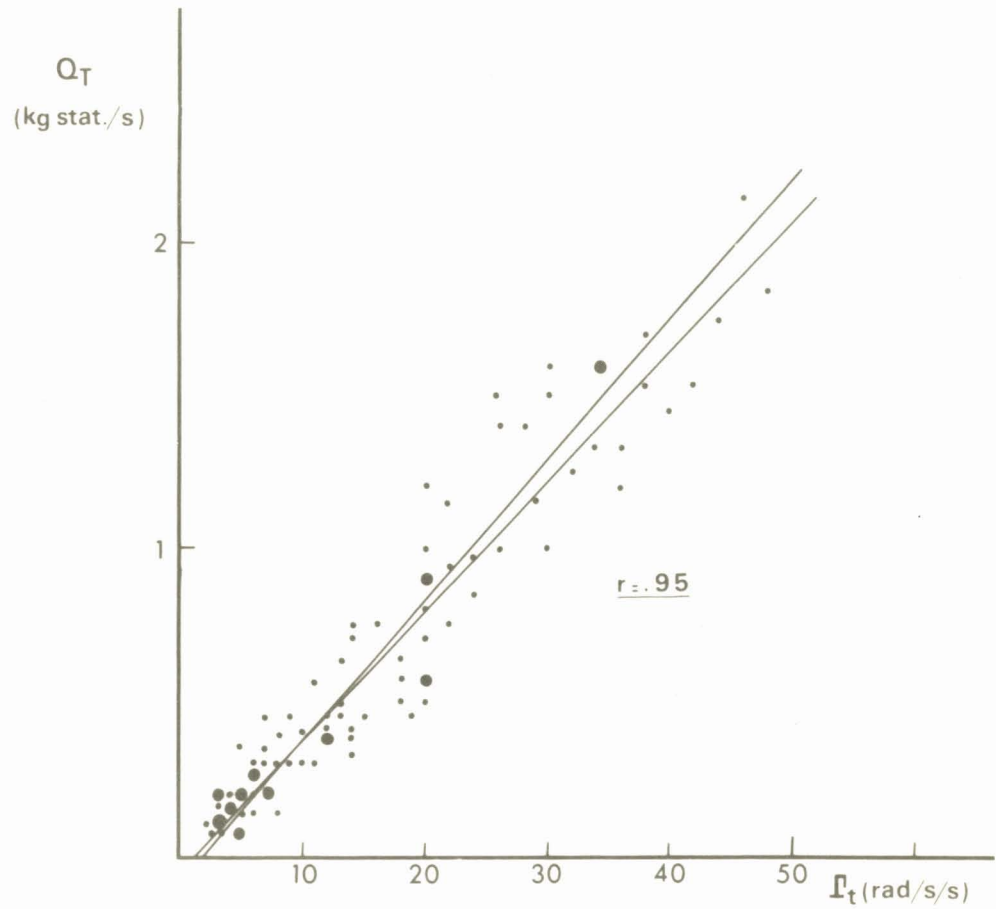
b- dans certains mouvements de percussion, l'antagoniste vient freiner le mouvement avant la percussion. Il se peut alors que l'agoniste soit à nouveau actif. Il s'agit là de mouvements aberrants que nous avons généralement rejetés.

c- dans de nombreux cas, l'agoniste reste actif après la percussion ou l'arrêt volontaire. Cette activité secondaire n'intervenant pas dans la partie du mouvement considéré, nous n'en avons pas tenu compte dans nos mesures.

d- en l'absence de tout mouvement, on observe sur l'électromyogramme global une activité de base qui, intégrée, se traduit par un nombre de pips par seconde sensiblement constant pour une même expérience.

Dans nos premières expériences, nous avons calculé l'activité de base correspondant à chaque mouvement et l'avons déduite de l'activité intégrée enregistrée.

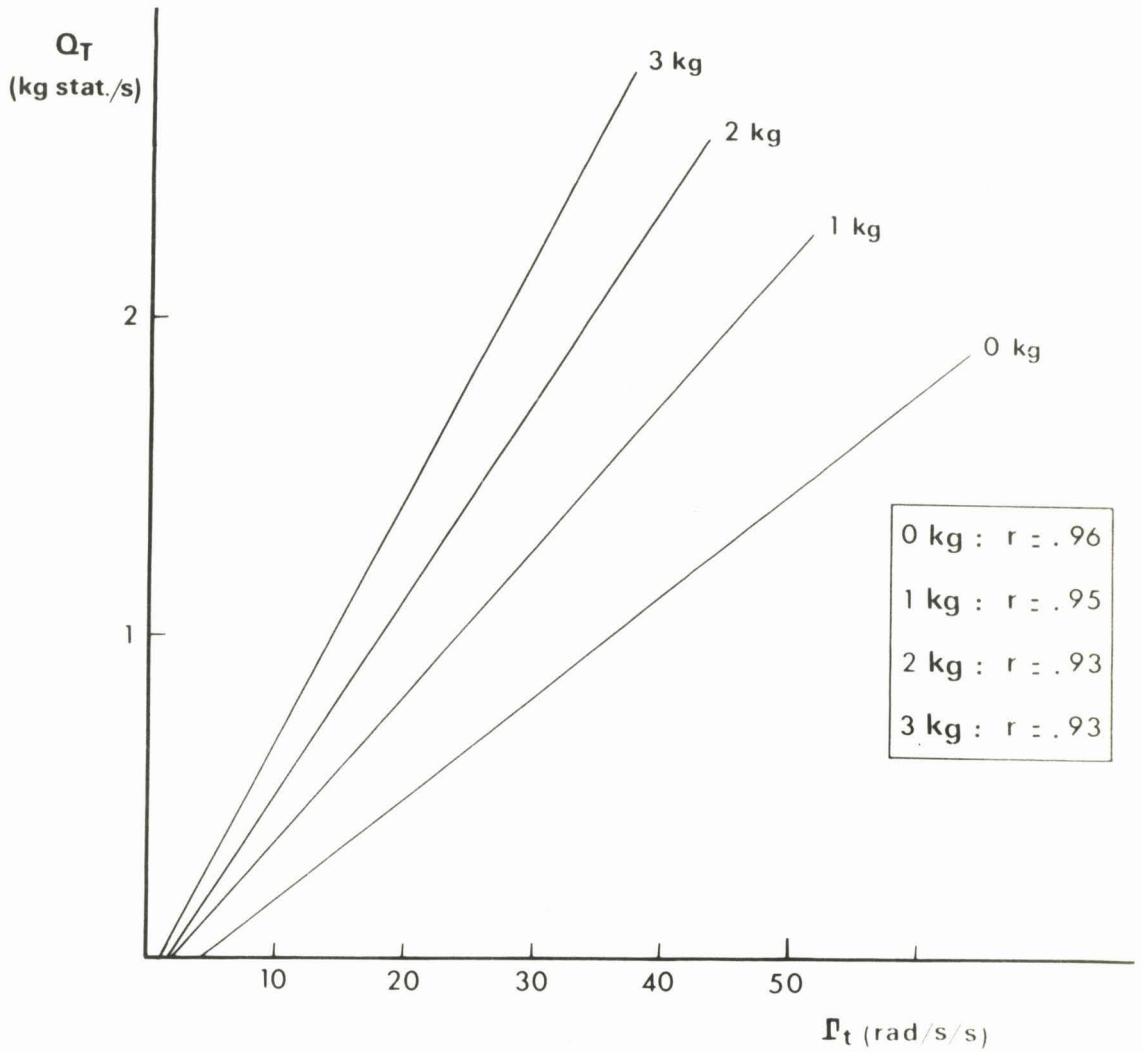
Par la suite, nous avons modifié le seuil d'intégration de l'intégrateur EMO de telle façon que le nombre de pips correspondant à l'activité de base soit négligeable (1 par seconde) .



- Fig. 11 -

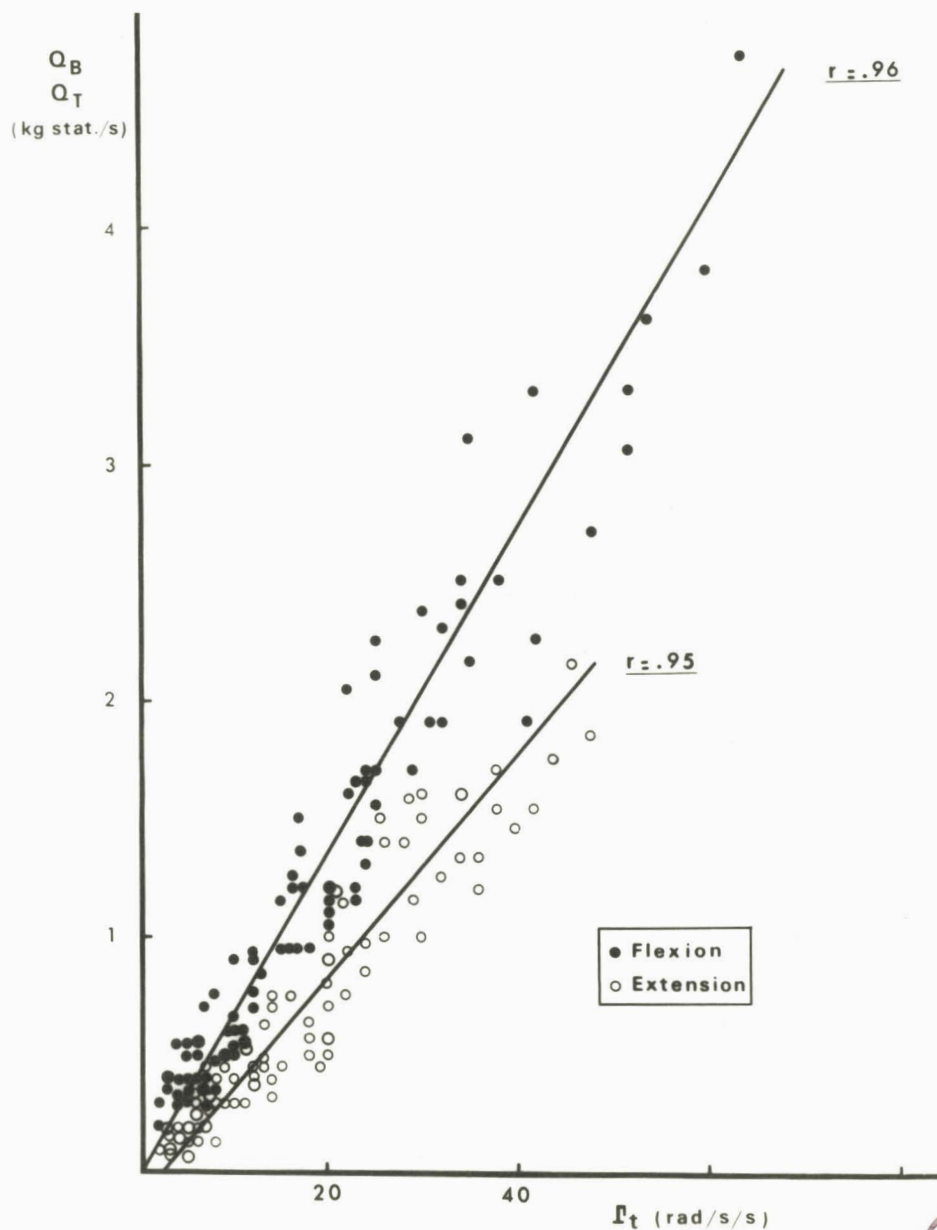
Mouvement de percussion

Le graphique a été établi pour la charge de 1 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois.



- Fig. 12 -

Le graphique concerne 4 sujets qui ont été examinés chacun 2 fois .



- Fig. 13 -

Le graphique a été réalisé pour la charge de 1 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois .

2) Mouvement volontaire.

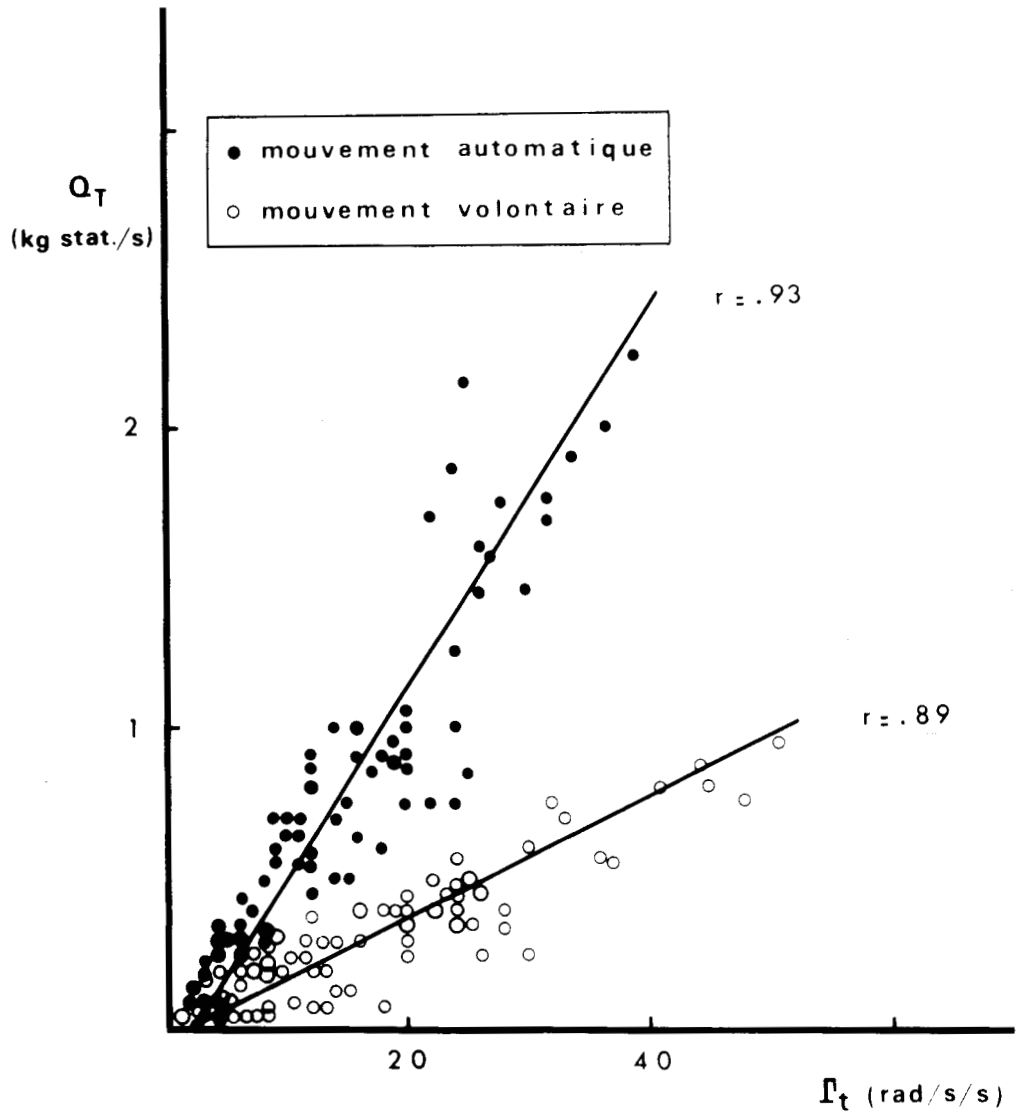
Les pentes des courbes sont nettement plus faibles que celles concernant le mouvement automatique. (Fig. 14).

a- Cas de l'extension.

La dispersion est un peu plus forte ($.75 \leq r \leq .89$) mais le r reste très significatif.

b- Cas de la flexion

La dispersion est faible ($.91 \leq r \leq .96$). On observe la différence de pente flexion-extension décrite dans le cas du mouvement de percussion.



- Fig. 14 -

Le graphique a été établi pour la charge de 2 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois.

II - RELATION ENTRE L'EMG INTEGREE ET LA VITESSE .

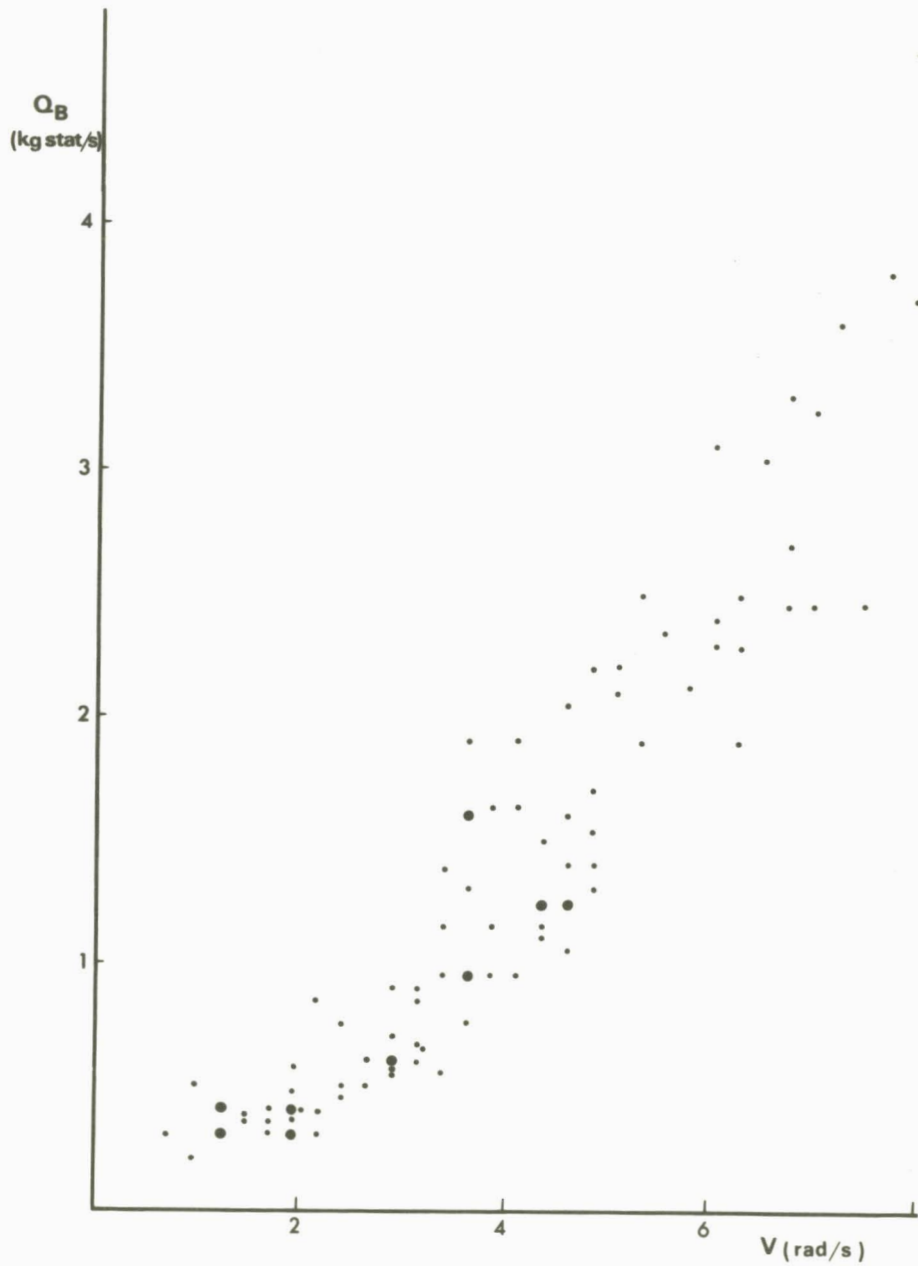
L'allure générale des graphiques montre que l'EMG intégrée est liée à la vitesse maximum par une relation quadratique. (fig. 15 et 16).

La pente des courbes augmente aussi avec la surcharge ajoutée mais l'on n'observe plus, semble-t-il, de différence significative entre les pentes des courbes correspondant, pour une même surcharge, au mouvement de percussion et au mouvement à arrêt volontaire, notamment dans le cas de la flexion . (fig. 17). Pour l'extension, le phénomène est moins net du fait d'une dispersion un peu plus importante.

Pour une même surcharge, la différence de courbure flexion-extension subsiste. (fig. 15 et 16)

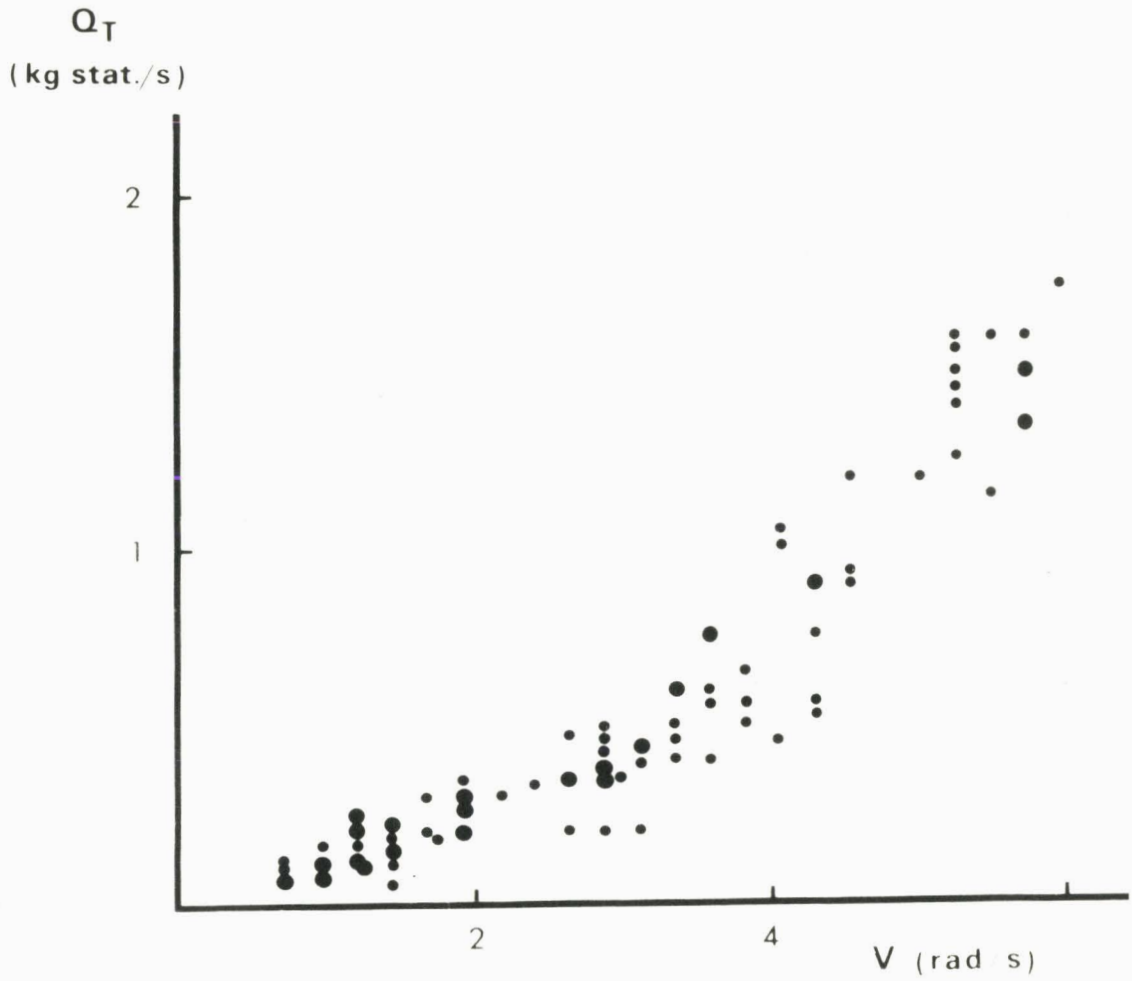
III - RELATION ENTRE L'EMG INTEGREE ET LE CARRE DE LA VITESSE MAXIMUM.

Cette relation est linéaire. (fig. 18). La dispersion reste faible : $.87 \leq r \leq .96$ pour la flexion, $.85 \leq r \leq .97$ pour l'extension. Les pentes des courbes correspondant, pour une même surcharge, aux deux types de mouvements ont des valeurs identiques. (fig. 19). Comme précédemment, la pente des courbes croît avec la surcharge, (fig. 20), et la différence flexion-extension subsiste.



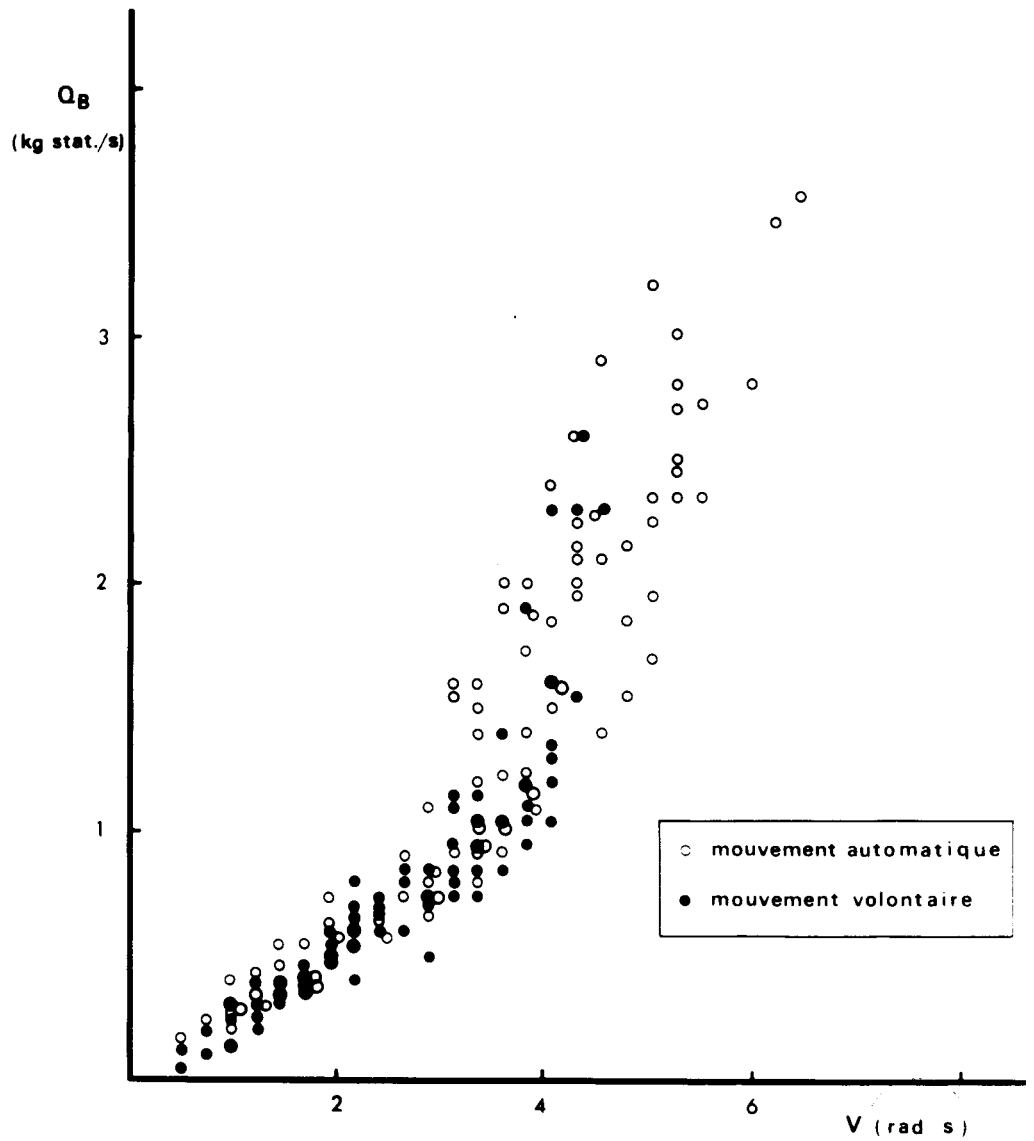
- Fig. 15 -

Le graphique a été réalisé pour le mouvement de percussion effectué avec une charge de 1 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois .



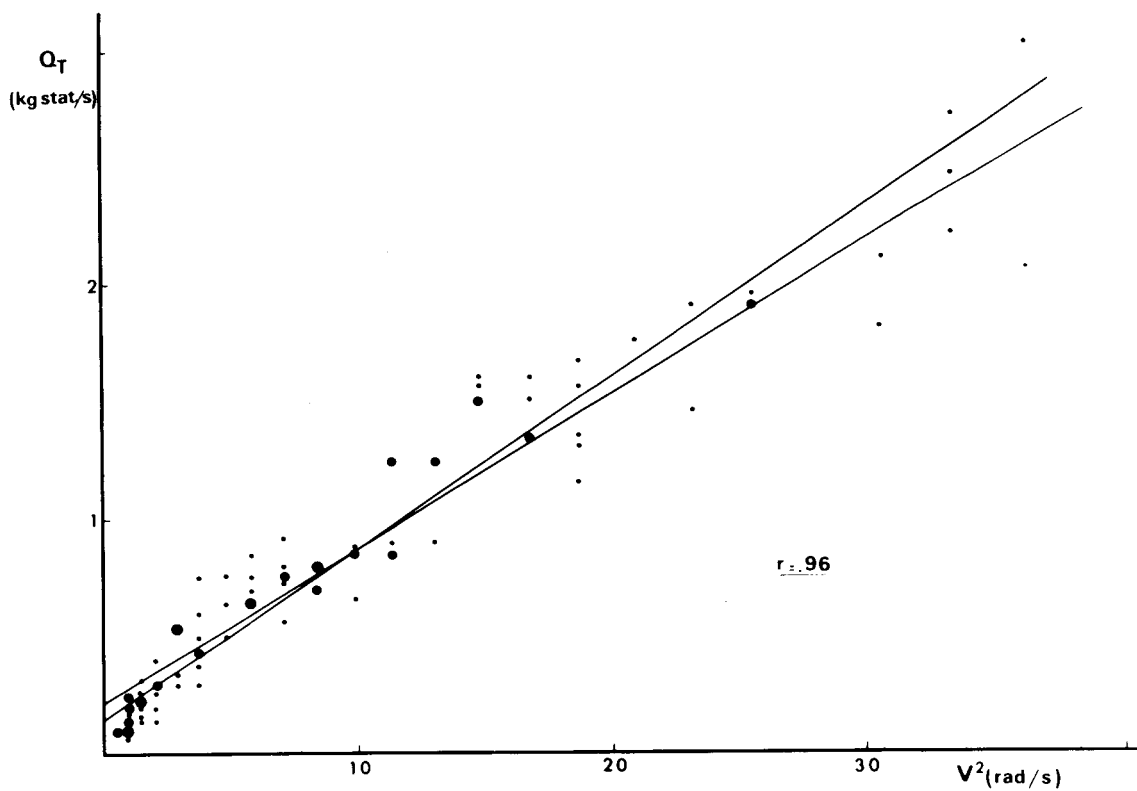
- Fig. 16 -

Le graphique a été établi pour le mouvement de percussion effectué avec une charge de 1 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois .



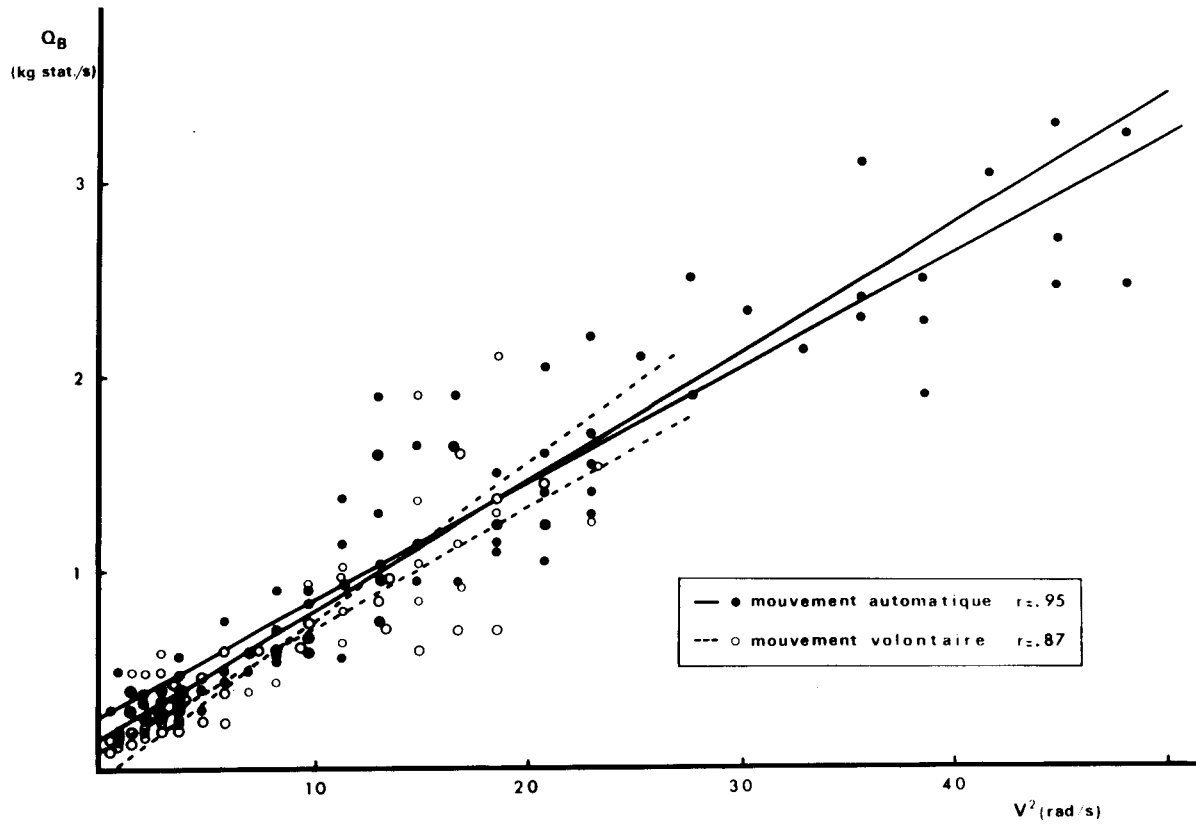
- Fig. 17 -

Le graphique a été réalisé pour la charge de 2 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois .



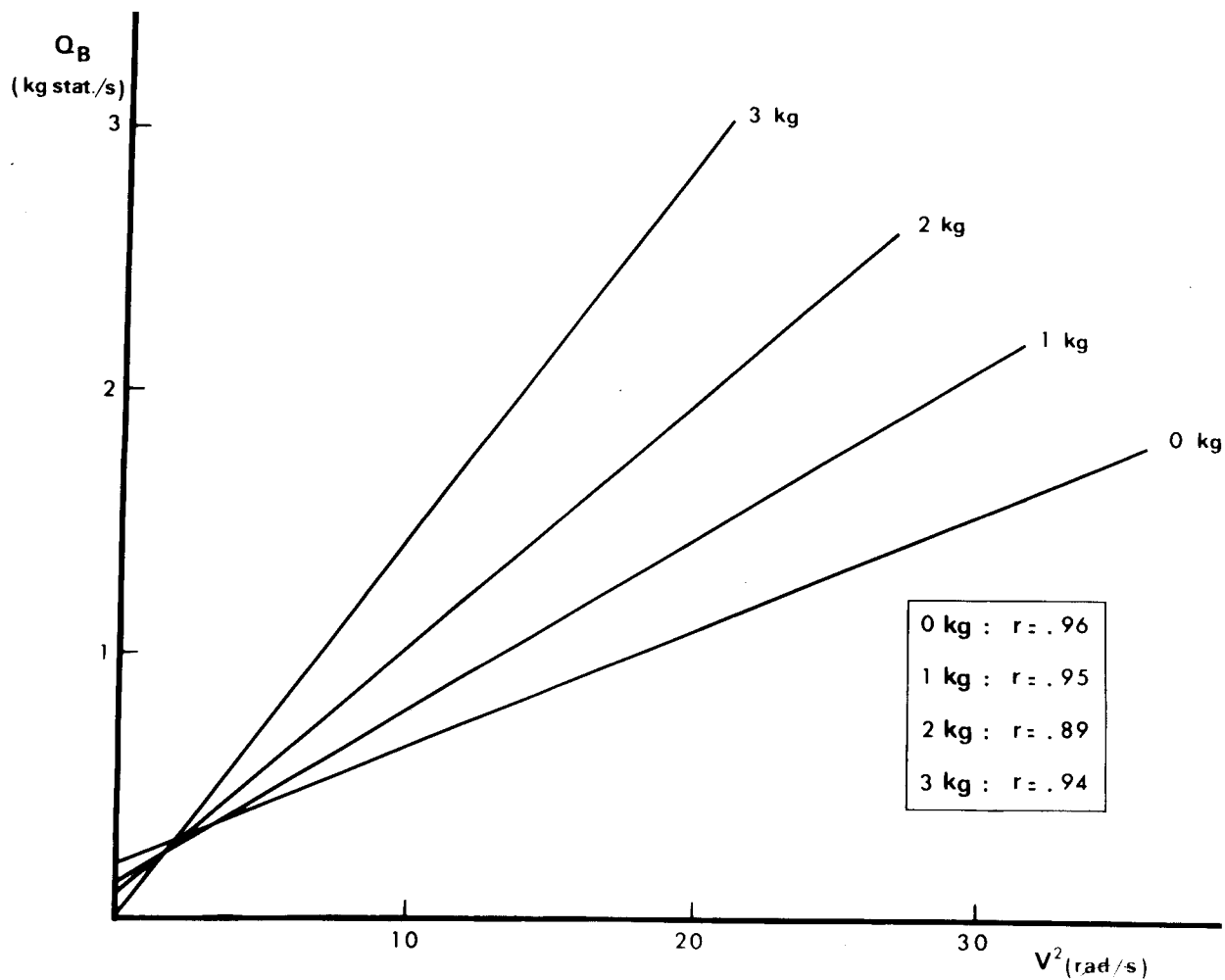
- Fig. 18 -

Le graphique a été établi pour le mouvement de percussion effectué avec une charge de 3 kg et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois .



- Fig. 19 -

Le graphique a été réalisé pour la charge de 1 kg
et pour 4 sujets examinés chacun 2 fois .



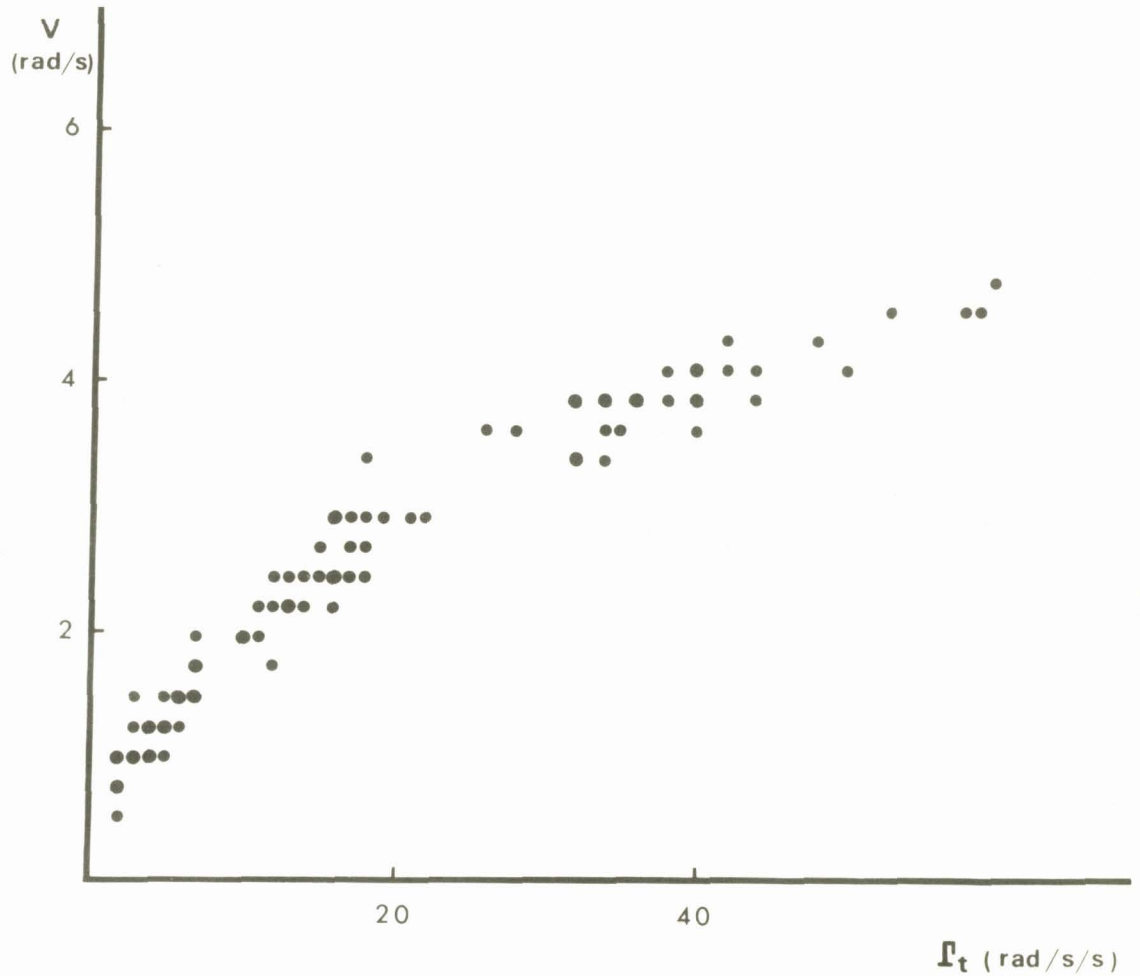
- Fig. 20 -

Mouvement de percussion

Le graphique concerne 4 sujets examinés chacun 2 fois .

IV - RELATION ENTRE LA VITESSE MAXIMUM ET L'ACCELERATION TANGENTIELLE MAXIMUM

Les figures 21 à 24 montrent qu'il existe une relation curvilinéaire entre ces deux variables. On n'observe plus de différence entre le mouvement de flexion et le mouvement d'extension. . (fig. 21 et 22). Il n'y a pas d'influence de la surcharge sur l'allure de la relation (fig. 22 et 23) qui ne varie qu'avec le type d'arrêt. (fig. 24) .



Γ_t (rad/s/s)

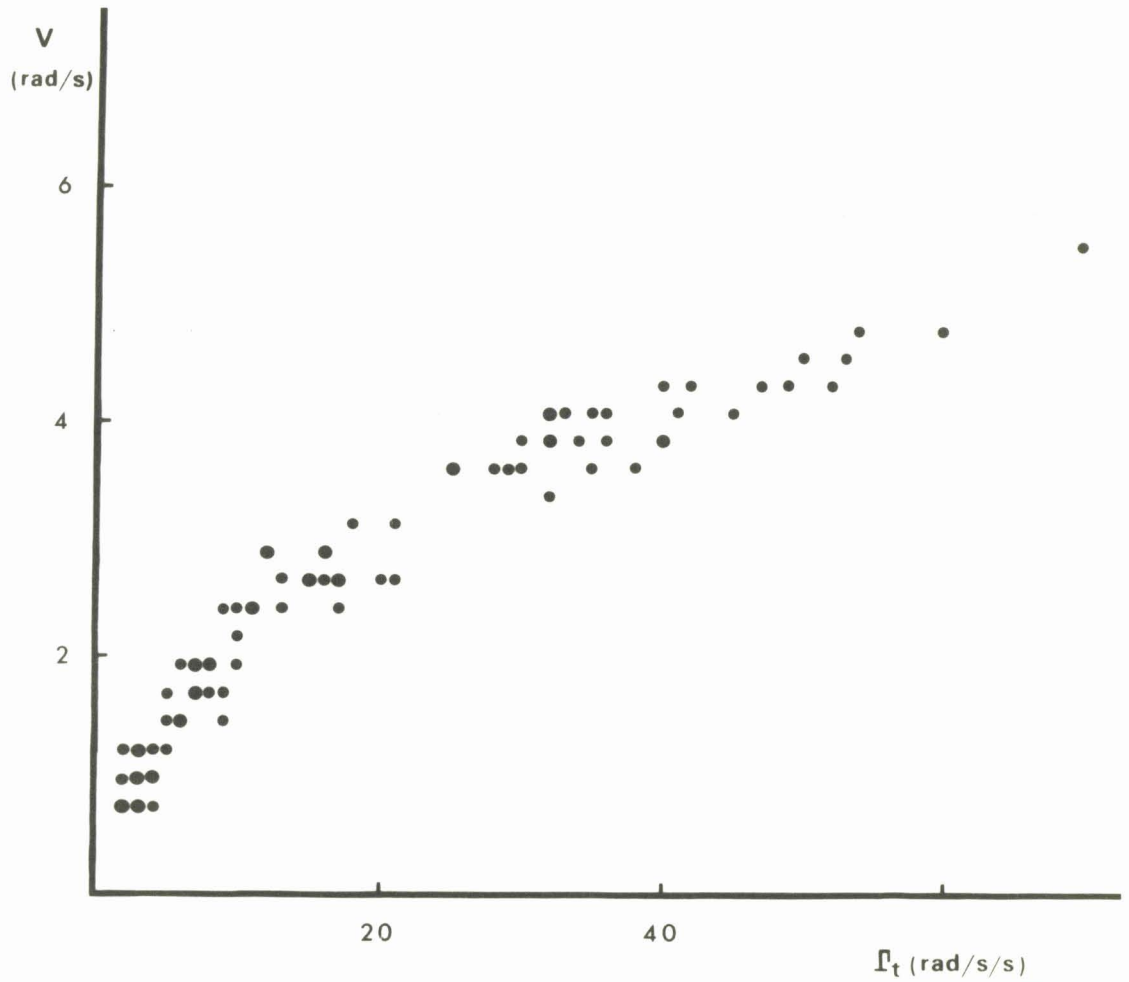


- Fig. 21 -

Mouvement à arrêt volontaire

(Extension 0 kg)

Le graphique concerne 8 expériences réalisées avec 4 sujets.

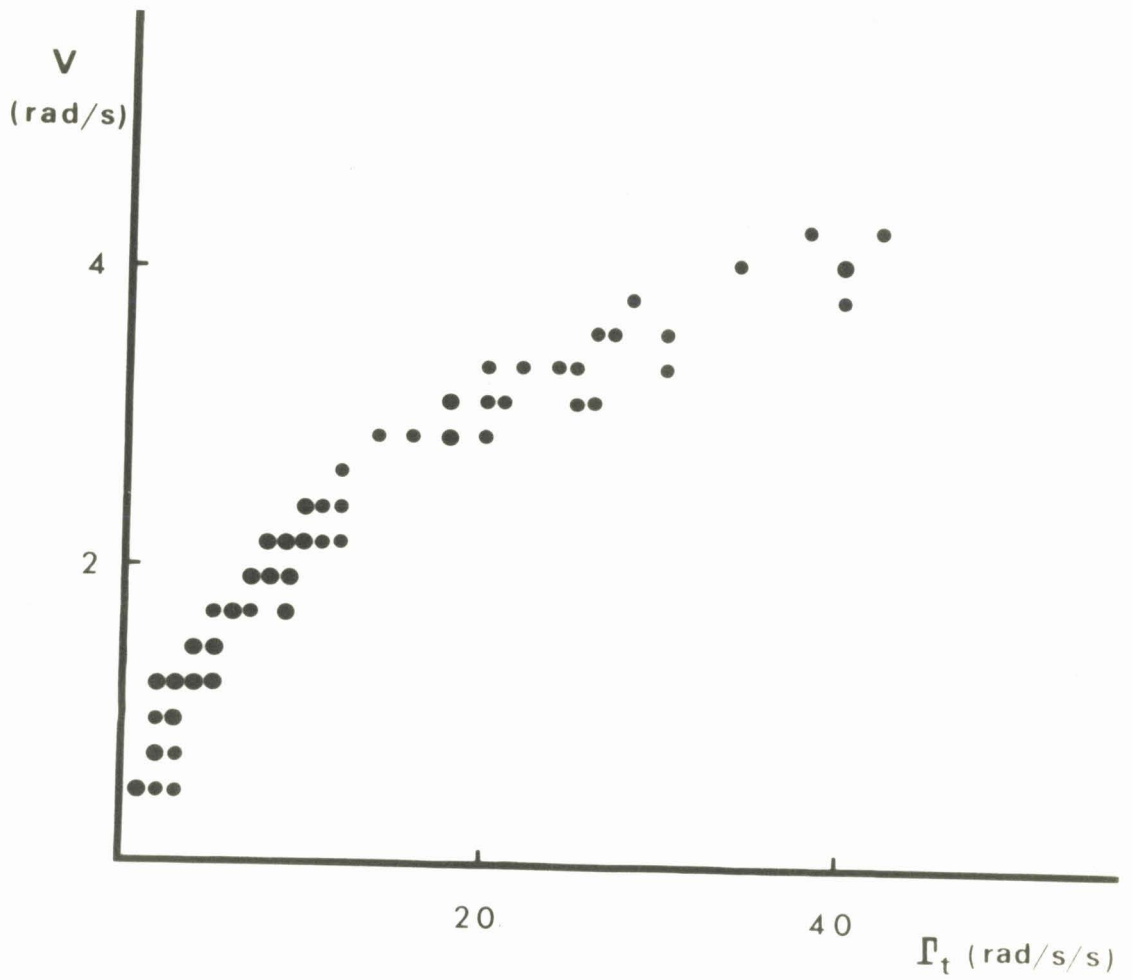


- Fig. 22 -

Mouvement à arrêt volontaire

(Flexion 0 kg)

4 sujets ont été examinés chacun 2 fois .

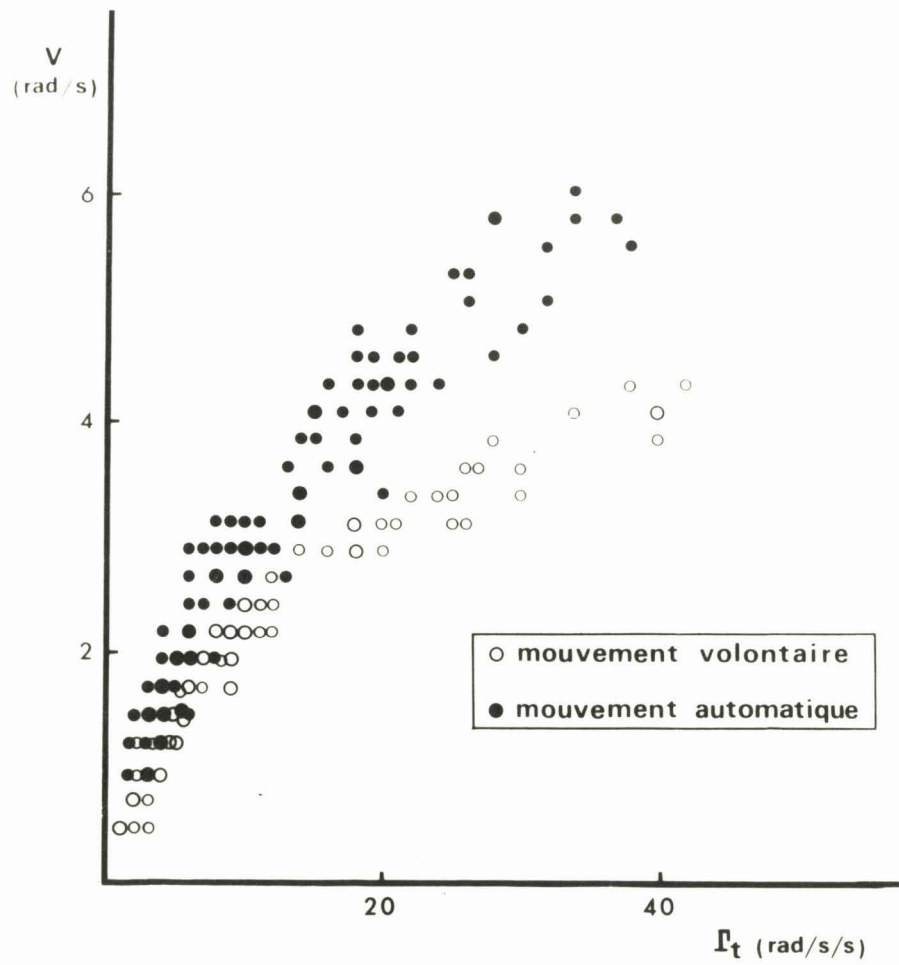


- Fig. 28 -

Mouvement à arrêt volontaire

(Flexion 3 kg)

4 sujets ont été examinés chacun 2 fois .



- Fig. 24 -

(Flexion 3 kg)

4 sujets ont été examinés chacun 2 fois .

- CHAPITRE IV -

D I S C U S S I O N
=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:=:

Tout mouvement est le résultat de la contraction de nombreux muscles dont la mise en jeu est harmonisée par le " pattern ", ou plan d'action musculaire, imposé par le système nerveux central. Il s'avère donc souhaitable d'ordonner la discussion autour d'une part de l'activité musculaire proprement dite et d'autre part de la régulation du mouvement.

I- SIGNIFICATION DES RESULTATS EN TERMES DE TRAVAIL
MUSCULAIRE

I) Relation entre l'EMG intégrée et l'accélération tangentielle
maximale -

Considérant le problème de la contraction anisométrique après BIGLAND et LIPPOLD (1954) BOUISSET, DENIMAL et SOULA (1963) et BOUISSET et DENIMAL (1964) ont montré qu'en l'absence de fatigue, l'EMG intégrée devait être proportionnelle à l'accélération maximale du raccourcissement musculaire, le coefficient de proportionnalité variant avec la charge. Ce résultat a été établi pour des mouvements contre résistance effectués dans un plan vertical. Le présent travail établit l'existence d'un résultat analogue pour des mouvements contre inertie et limités, comme dans le cas précédent, soit volontairement, soit par des butées. Dans les deux cas, une relation linéaire lie l'E M G intégrée du biceps (ou du triceps) à l'accélération tangentielle maximale du mouvement, la pente de la relation étant d'autant plus importante que la charge est plus élevée. En outre, on établit que, pour une charge donnée, la finalité du mouvement influe de façon significative sur la pente de la droite, apportant ainsi la preuve de ce qui avait été suggéré par BOUISSET (1965). Cet aspect particulier sera examiné dans

la deuxième partie de la discussion,

On doit, par contre, s'arrêter ici sur le fait que, pour un même type d'arrêt et une même inertie, on observe une différence de pente entre les courbes relatives à la flexion et à l'extension. Plus précisément, l'analyse de ces courbes montre que, pour atteindre la même accélération maximale, l'activité électrique intégrée du biceps est supérieure à celle du triceps.

Cette différence semble liée à l'expression de l'EMG intégrée en kg statique/s. En effet, si nous observons les courbes d'étalonnage établies à partir du travail statique, nous constatons que, pour une même charge maintenue et une même amplification, l'activité électrique du triceps est plus importante que celle du biceps. On peut se demander si ce fait n'est pas dû à la différence entre les valeurs des forces maximales du biceps et du triceps. Lors de notre évaluation de l'EMG intégrée, nous faisons en effet correspondre à un même nombre de pips, une plus grande quantité de kg stat./s pour le biceps que pour le triceps. Si la différence de pente Flexion - Extension était seulement due à cet étalonnage, nous devrions retrouver, pour les différentes inerties envisagées, un rapport constant entre les pentes Flexion-Extension, égal au rapport des forces maximales du biceps et du triceps, soit approximativement $2/3$. Or les valeurs de ce rapport sont variables d'une inertie à l'autre (pourcentage de variation : 12 %). Ces disparités peuvent s'expliquer par le fait que nous ne considérons que l'activité du biceps pour le mouvement de flexion alors que, pour le moins, le brachial antérieur et le long supinateur interviennent aussi. De même pour l'extension, l'activité des trois portions du triceps peut être différente suivant les conditions d'exécution du mouvement (BASMAJIAN 1962). Dans le cas d'extensions rapides, le brachial antérieur peut être même considéré comme agoniste (WACHHOLDER

et ALTENBURGER, 1926).

2) Relation entre l'E M G intégrée et la vitesse maximum.

Quel que soit le type de mouvement envisagé, cette relation se présente sous la forme d'une fonction quadratique. DENIMAL (1964) a signalé l'existence d'une relation du même type pour des mouvements de percussion effectués contre résistance.

A priori, ces résultats semblent contradictoires avec ceux de BIGLAND et LIPPOLD (1954) qui ont trouvé une relation linéaire. Mais cette relation a été établie pour des vitesses faibles (jusque 1 rad/s). Ces auteurs avaient d'ailleurs noté une inflexion probable de la courbe, pour des vitesses supérieures à 1 rad/s.

D'après BIGLAND et LIPPOLD (1954), cette relation serait une conséquence de l'équation de Hill. Partant de l'équation caractéristique :

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

ils aboutissent à la relation :

$$k A = P \left(1 + \frac{V}{n V_0} \right) / \left(1 - \frac{V}{V_0} \right) \quad (1)$$

où $k A$ représente une quantité proportionnelle à l'activité électrique intégrée, V_0 étant la vitesse de raccourcissement musculaire à charge nulle et n étant égal au rapport $\frac{a}{P_0}$. Il faut toutefois noter que l'équation de Hill a été établie pour des contractions maximales alors que le terme $k A$, qui est substitué à P_0 , représente une activité électrique sous-maximale. Ceci implique donc l'hypothèse de la validité de l'équation de Hill dans le cas de contractions sous-maximales. En outre, il est implicitement admis que la tension du muscle varie de façon négligeable avec sa longueur ce qui, dans nos conditions expérimentales du moins, est assez vraisemblable.

Expérimentant dans le domaine des vitesses faibles, ces auteurs ont alors considéré que le terme $\frac{V}{V_0}$ était suffisamment petit

pour en négliger le carré. La relation (1) devient alors, après simplification,

$$k A = P \left(1 + \frac{V}{V_0} \left(1 + \frac{1}{n} \right) \right)$$

ce qui prouve qu'à charge constante ($P = c \frac{te}{s}$), la quantité d'électricité intégrée est une fonction linéaire de la vitesse.

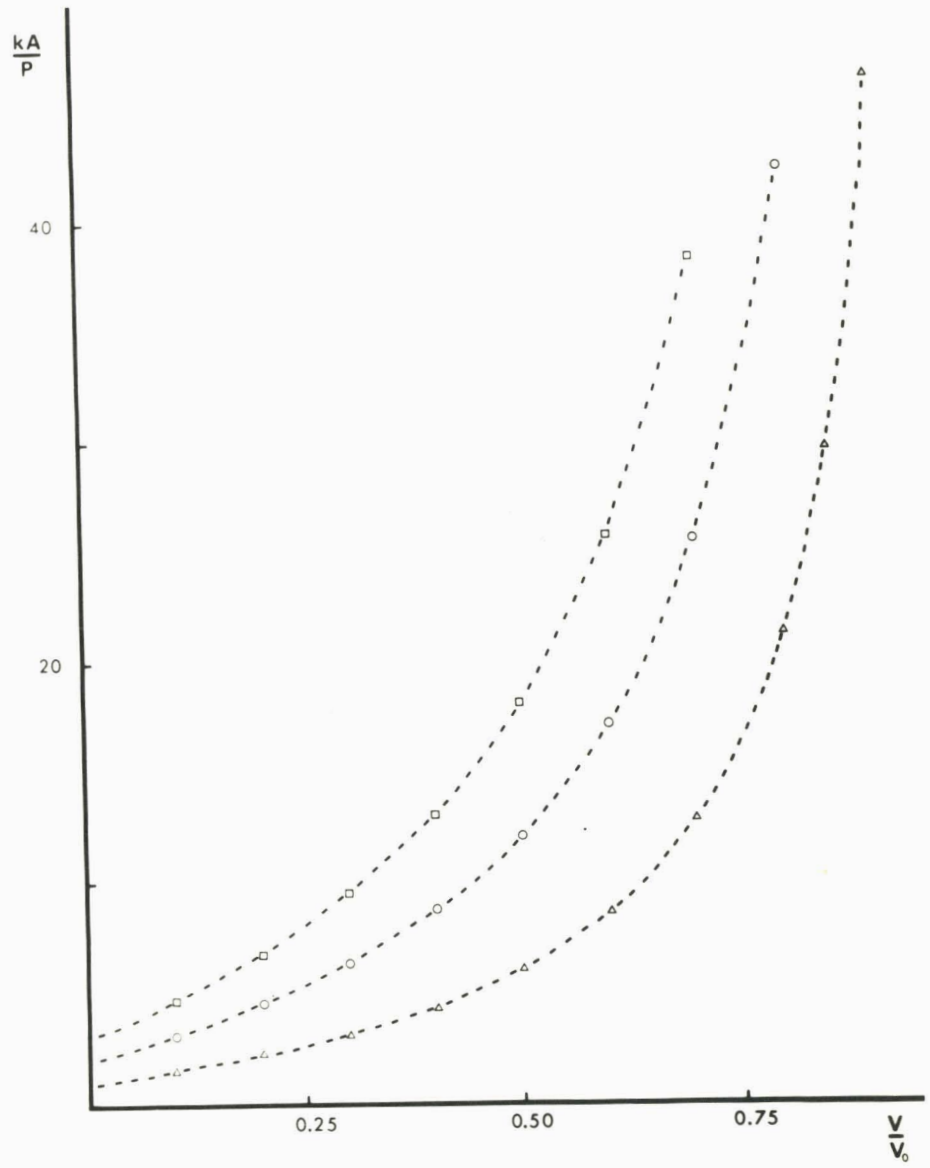
Ayant exploré une gamme de vitesses allant de 0.4 rad/s à 8.5 rad/s, nous ne pouvons négliger les termes $\frac{V^2}{V_0^2}$. Nous pouvons alors représenter graphiquement la relation théorique (1) (fig. 25). Son allure générale est comparable à celle des courbes expérimentales liant l'E M G intégrée à la vitesse maximum. Mais il n'est pas possible de préciser ici si les courbes expérimentales coïncident exactement avec les courbes théoriques.

D'autre part, si nous considérons différents niveaux d'excitation (en faisant Q_B ou $Q_T = c \frac{te}{s}$) et relevons les valeurs du maximum de vitesse correspondant aux 4 inerties, nous obtenons une famille de courbes liant le moment d'inertie à la vitesse (fig. 26) qui est comparable aux relations force-vitesse déterminées par BIGLAND et LIPPOLD (1954).

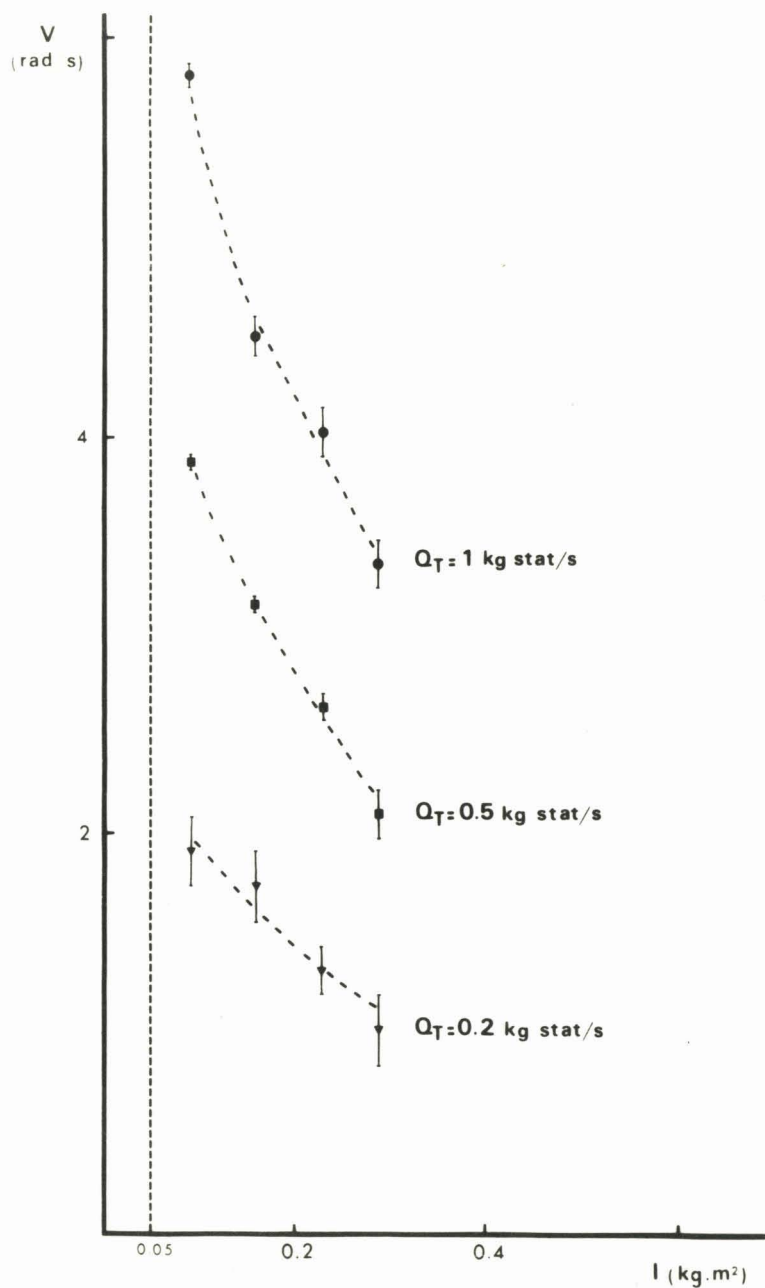
Nos résultats sont donc parfaitement compatibles avec ceux de ces auteurs ce qui, pour autant que leurs interprétations soient acceptées, atteste la validité de l'équation de Hill pour un travail du muscle contre inertie.

3) Relation entre l'E M G intégrée et le travail mécanique

Considérant le carré de la vitesse maximum (V^2), nous avons montré l'existence d'une relation linéaire E M G intégrée- V^2 . L'énergie cinétique développée par le muscle étant proportionnelle à V^2 , nous pouvons dire que, dans la limite de nos conditions expérimentales, une relation linéaire lie l'énergie cinétique et l'E M G intégrée.



- Fig. 25 -



- Fig. 26 -

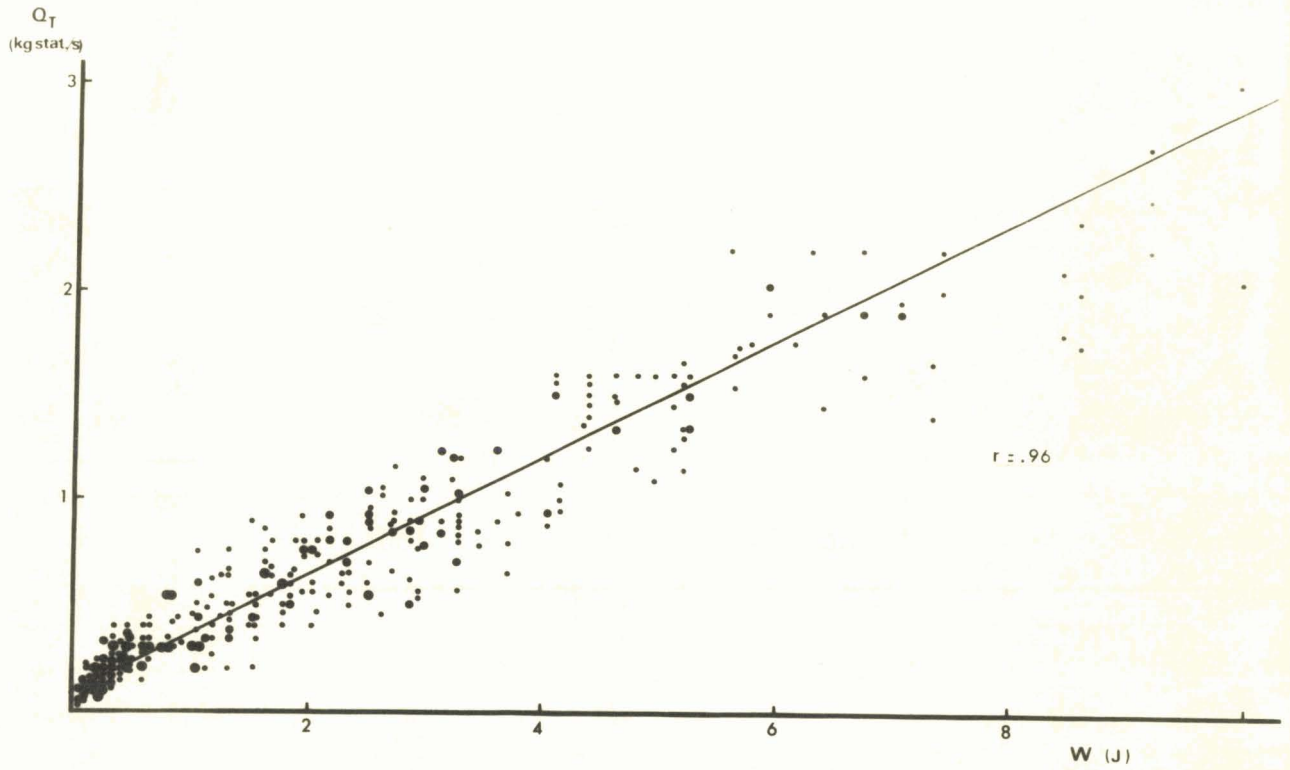
($0.05 \text{ kg}\cdot\text{m}^2 = \text{moment d'inertie de l'avant-bras}$)

D'autre part, connaissant le moment d'inertie de l'ensemble du système pour chaque surcharge, il est possible de calculer l'énergie cinétique en vraie grandeur et de représenter sur un même graphique les relations E M G intégrée- Energie cinétique correspondant aux quatre charges. La courbe obtenue (fig. 27) montre la linéarité de cette relation.

Ces résultats corroborent ceux de BERGSTRÖM (1962) qui avait trouvé une relation linéaire entre l'énergie cinétique développée par le muscle abducteur de l'index et le nombre de potentiels d'action émis lors de sa contraction volontaire (terme proportionnel à l'E M G intégrée : BERGSTRÖM, 1959).

En ce qui concerne le mouvement de percussion, le travail mécanique effectué peut être évalué par la variation d'énergie cinétique entre le début et la fin du mouvement. Nos résultats font donc apparaître l'existence d'une relation linéaire entre l'E M G intégrée et le travail mécanique total fourni par l'ensemble du système mis en jeu. SCHERRER et coll. (1957) ont d'ailleurs montré l'existence d'une relation analogue dans le cas de la contraction du triceps, contre des résistances.

Ce résultat est à interpréter en fonction de l'existence de forces actives et de forces passives. En effet, le travail mécanique total représente la somme du travail des forces musculaires (forces actives), des forces élastiques et des forces de frottement (forces passives). Une telle relation semble de nature à suggérer que, d'une part, la contribution relative du biceps et des autres fléchisseurs - ou du triceps et des extenseurs - reste constante quelles que soient la vitesse et l'inertie et, d'autre part, que le travail relatif des forces musculaires et des forces passives reste également constant, pour autant que l'importance de ces dernières ne soit pas négligeable. Enfin, les travaux de DELHEZ et coll. (1965) qui ont mis en évidence l'existence d'une relation linéaire



- Fig. 27 -

Mouvement de percussion

Le graphique a été établi pour 4 charges et pour
4 sujets examinés chacun 2 fois .

entre l'activité électrique intégrée du diaphragme et le travail inspiratoire, montrent que la propriété étudiée ici présente un caractère de généralité certain.

II - INFLUENCE DE LA FINALITE DU MOUVEMENT

1) Analyse de la différence mouvement de percussion - mouvement à arrêt volontaire

a- Relation E M G intégrée - $\int t$

En extension comme en flexion et à inertie constante (même surcharge), la pente de la relation E M G intégrée- $\int t$ est plus faible dans le cas du mouvement à arrêt volontaire. Ceci signifie que, pour une même valeur de l' E M G intégrée - c'est-à-dire pour une même activité électrique du principal agoniste-, l'accélération maximale atteinte est plus élevée dans le cas du mouvement à arrêt volontaire.

Cette différence peut s'expliquer de deux façons. Ou bien, dans les deux types de mouvements, les maxima d'accélération surviennent à des instants différents. Ou bien la régulation du mouvement à arrêt volontaire est telle que le sujet puisse atteindre la même accélération maximale que lors d'un mouvement de percussion, tout en exigeant une activité musculaire moins importante. On verra plus loin l'explication qu'il convient de retenir.

b- Relation E M G intégrée - Vitesse maximum

Nous avons signalé que les relations liant l'E M G intégrée et la vitesse maximum -ou son carré- ne présentaient plus la différence de pente observée entre les deux types de mouvements lors de l'étude des courbes E M G intégrée - $\int t$, et ceci quelle que soit l'inertie envisagée. Que le mouvement soit à arrêt volontaire ou en butées, il faut donc admettre que, pour atteindre un même maximum de

vitesse, c'est à dire une même accélération moyenne, l'énergie électrique mise en jeu par le muscle est la même.

La différence d'activité électrique entre les deux types de mouvements, observée lors de l'étude de la relation E M G intégrée - \int_t , ne peut donc s'expliquer que par le fait que, pour les deux types d'arrêt, le maximum d'accélération survienne à des instants différents, donc à des vitesses différentes.

c- Relation Vitesse maximum- Accélération maximum

L'allure de cette relation n'est conditionnée que par le type de mouvement. En effet, nous n'avons observé aucune influence de la charge. Cette relation rend donc compte de la différence de forme entre les tracés accélérométriques des deux types de mouvements et prouve qu'à une même valeur de l'accélération moyenne (vitesse maximum) correspondent deux valeurs de l'accélération maximum, caractéristiques du type de mouvement. Il s'agit là d'une conséquence globale de l'organisation du mouvement, se manifestant au niveau périphérique.

Enfin, le fait que cette relation soit identique pour la flexion et l'extension montre que la différence flexion-extension observée lors de l'étude des relations entre l'E M G intégrée et les variables mécaniques était principalement due à l'évaluation des activités électriques intégrées en unités arbitraires.

2) Essai d'interprétation

Pour les deux types de mouvements envisagés et dans la limite de nos conditions expérimentales, il existe donc une même régulation entraînant une proportionnalité stricte entre l'E M G intégrée - c'est à dire une expression de l'énergie électrique fournie au muscle - et le carré de la vitesse maximum - c'est à dire un terme proportionnel

à l'énergie cinétique. Ayant montré plus haut que la relation E M G intégrée - vitesse était compatible avec l'équation de Hill, nous pouvons admettre une étroite relation entre cette régulation " énergétique " et la relation force-vitesse. Pour BERGSTRÖM (1962), la fréquence des potentiels d'action émis lors de la contraction serait ajustée à l'énergie cinétique développée, grâce au système nerveux central, par l'intermédiaire des motoneurones α .

D'autre part, la régulation du mouvement à arrêt volontaire est telle que, tout en atteignant la même vitesse maximum que lors d'un mouvement de percussion, le maximum d'accélération survienne plus tôt et soit plus important. Vis à vis de la seule relation E M G intégrée - accélération, ceci pouvait donc laisser penser à une économie d'activité électrique qui, en fait, n'est qu'apparente. Le déplacement et la vitesse maximum atteinte étant identiques pour les deux types de mouvements, les forces passives (essentiellement forces d'élasticité et de viscosité) sont sollicitées également. Le déplacement dans le temps du maximum d'accélération ne peut donc s'expliquer que par une variation des forces musculaires. Or, dans les deux cas, l'E M G intégrée a la même valeur. Il faut donc admettre, selon la finalité du mouvement, une variation dans la répartition de l'activité électrique, de façon à ajuster les valeurs instantanées de l'E M G et de l'accélération. Il est d'ailleurs vraisemblable que la forme du tracé accélérométrique soit liée étroitement à celle de l'électromyogramme global.

Pour conclure, nous pouvons dire qu'il existe une régulation commune aux deux types de mouvements, telle que l'activité électrique intégrée soit proportionnelle à l'énergie cinétique développée par le muscle. Cette relation " énergétique " est doublée d'une relation linéaire

E M G intégrée - accélération maximum qui, elle, est sensible à la finalité du mouvement. Cette seconde régulation se traduit, lors du mouvement à arrêt volontaire, par un déplacement du maximum d'accélération et permet d'obtenir, pour une même dépense énergétique, une accélération maximum plus importante que lors d'un mouvement de percussion.

RESUME - CONCLUSIONS

1 - Le mouvement étudié est un mouvement de flexion et d'extension de l'avant-bras droit sur le bras, effectué dans un plan horizontal . Le mouvement est limité à $\pm 20^\circ$ autour de la position de repos de l'articulation soit par percussion sur des butées, soit par arrêt volontaire au niveau de repères visuels. Quatre sujets ont, chacun, fait l'objet de deux examens identiques au cours desquels quatre faibles inerties devaient être déplacées.

2 - L'influence de la finalité du mouvement sur l'allure des tracés biomécaniques est étudiée. Dans le cas du mouvement de percussion, l'activité de l'agoniste apparaît seule et se traduit par une courbe accélérométrique d'allure monophasique. Dans le cas du mouvement à arrêt volontaire, cette courbe est diphasique, la seconde phase correspondant à l'activité freinatrice de l'antagoniste. Ceci est également valable pour des mouvements effectués dans le plan de la pesanteur (v. DENIMAL, 1964).

3 - Une relation linéaire entre l'E M G intégrée et l'accélération tangentielle maximum est mise en évidence. La pente des courbes croît avec l'inertie et la relation est sensible à la finalité du mouvement.

4 - La relation quadratique liant l'E M G intégrée à la vitesse maximum est examinée. Elle permet de généraliser la validité de l'équation de Hill au travail du muscle contre inertie, pour autant que l'on accepte les hypothèses de BIGLAND et LIPPOLD (1954). Elle constituerait, dans ce

cas, la conséquence de l'une des propriétés fondamentales de la composante contractile du muscle.

5 - La relation linéaire entre l'E M G intégrée et l'énergie cinétique du mouvement n'est affectée ni par l'inertie ni par la finalité du mouvement. Elle traduit, pour chaque mouvement, l'asservissement, au niveau de la commande motrice, de l'énergie débitée par le muscle au travail mécanique effectué.

6 - La relation entre la vitesse maximum et l'accélération maximum n'est conditionnée que par le type d'arrêt. Elle apporte la confirmation quantitative du fait que la forme globale du mouvement dépend uniquement de sa finalité et constitue une des manifestations de son organisation.

BIBLIOGRAPHIE

- AUBERT, X., (1963). Le muscle strié. in KAYSER, Physiologie, FLAMMARION édit., 2, 921 - 984 .
- BASMAJIAN, J.V., (1962). Muscles alive. Their functions revealed by électromyography. BAILLIERE, TINDALL et COX édit., I vol., 267 p.
- BERGSTROM, R.M., (1959). The relation between the number of impulses and the integrated electric activity in electromyogram. Acta Physiol. Scand., 45, 97 - 101 .
- BERGSTROM, R.M. (1959). The kinetic energy produced by voluntarily controlled muscle action and the frequency of the motor discharge. Acta Physiol. Scand., 47, 179 - 190.
- BERGSTROM, R.M. (1959). The mechanical work produced by voluntarily controlled muscle action and the frequency of the motor discharge . Acta Physiol. Scand., 47, 191 -198.
- BERGSTROM, R.M. (1962). The relation between the integrated kinetic energy and the number of action potentials in the electromyogram during voluntary muscle contraction. Ann. Acad. Sci. Fenn. Ser. A.V. Medica, 93, I-24.
- BIGLAND, B. et LIPPOLD, O.C.J., (1954). The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. J. Physiol., London, 123, 214-224.

- BOUISSET, S., (1965). Effet sur l'activité électromyographique intégrée de la finalité du mouvement. *J. Physiol., Paris*, 57, 5, 568.
- BOUISSET, S., CNOCKAERT, J. C. et PERTUZON, E., (1966). Sur la vitesse maximale de raccourcissement du muscle au cours d'un mouvement monoarticulaire simple. *J. Physiol., Paris*, 58, 5, 474.
- 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, 3, 347-349.
- BOUISSET, S., DENIMAL, J. et SOULA, C., (1963). Relation entre l'accélération d'un raccourcissement musculaire et l'activité électromyographique intégrée. *J. Physiol., Paris*, 55, 2, 203.
- CNOCKAERT, J. C., (1967). Etude de l'organisation d'un mouvement simple de va-et-vient. Application à la recherche d'un rythme optimal. Diplôme d'Etudes sup., Fac. Sc., Lille, I vol., 49 p. dactyl. (à paraître).
- DELHEZ, L., PETIT, J. M. et BOTTIN, R., (1965). Activité électrique intégrée du diaphragme, fonction du travail inspiratoire. *J. Physiol., Paris*, 57, 598-599.
- DENIMAL, J. (1964). Le mouvement de percussion. Relation entre l'électromyographie intégrée et l'accélération, Diplôme d'Etudes sup., Fac. Sc. Lille, I vol., 62 p. dactyl.

- DERN, R. J., LEVENE, J. M. et BLAIRE, H. A., (1947). Forces exerted at different velocities in human arm movements. Amer. J. Physiol., 151, 415-437.
- FENN, W. O. et MARSH, B. S., (1935). Muscular force at different speeds of shortening. J. Physiol., London, 85, 277-297.
- FESSARD, A., (1927). Le mouvement volontaire. CHAHINE édit., 1 vol., 69 p.
- GOUBEL, F. et BOUISSET, S., (1967). Relation entre l'activité électromyographique intégrée et le travail mécanique effectué au cours d'un mouvement monoarticulaire simple. J. Physiol., Paris, (à paraître)
- HILL, A. V., (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc. Roy. Soc. B., 26, 136-195.
- LESTIENNE, F., (1967). Recherche et signification de la représentation mathématique d'un mouvement monoarticulaire. Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sc., Lille, 1 vol. (à paraître).
- SCHERRER, J., BOURGUIGNON, A. et MARTY, R., (1957). Evaluation électromyographique du travail statique. J. Physiol., Paris, 49, 376-378.

WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H., (1926). Beiträge zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. VIII, Mitteilung. Über die Beziehungen verschiedener synergisch arbeitender Muskelteile und Muskeln bei Willkürlichen Bewegungen, Pflügers arch. f. d. ges. Physiol., 212, 666-675.

WILKIE, D.R., (1950). The relation between force and velocity in human muscle. J. Physiol., London, 110, 249-280.

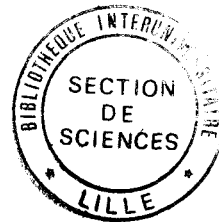


TABLE DES MATIERES

| | Pages |
|---|-------|
| INTRODUCTION..... | 1 |
| CHAPITRE I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE..... | 4 |
| I - Technique..... | 4 |
| II - Protocole..... | 9 |
| CHAPITRE II - ALLURE DES TRACES EXPERIMENTAUX ET TECHNIQUE DE DEPOUILLEMENT... | 15 |
| I - Tracés expérimentaux..... | 15 |
| II - Allure des tracés E M G | 15 |
| III - Allure des tracés mécaniques..... | 16 |
| IV - Technique de dépouillement..... | 19 |
| CHAPITRE III - RESULTATS..... | 25 |
| I - Relation entre l'EMG intégrée et l'accélé- -ration tangentielle..... | 25 |
| II - Relation entre l'EMG intégrée et la vitesse | 31 |
| III - Relation entre l'EMG intégrée et le carré de la vitesse maximum..... | 31 |
| IV - Relation entre la vitesse maximum et l'ac- célération tangentielle maximum..... | 38 |
| CHAPITRE IV - DISCUSSION..... | 43 |
| I - Signification des résultats en termes de travail musculaire..... | 43 |
| II - Influence de la finalité du mouvement.... | 51 |
| RESUME-CONCLUSIONS..... | 55 |
| BIBLIOGRAPHIE..... | 57 |