

N° d'ordre : 1271

50376  
1985  
203

50376  
1985  
203

UNIVERSITE DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

**THÈSE DE TROISIEME CYCLE**

**BIOLOGIE ET PHYSIOLOGIE ANIMALES**

**(Mention Physiologie Nerveuse et Musculaire)**

présentée par

Jean-Claude LYLEIRE



**LES CINETIQUES DE RECUPERATION DES  
PROPRIETES CONTRACTILES DU MUSCLE  
HUMAIN APRES FATIGUE DE MUSCULATION**

Soutenue le 17 Juin 1985 devant la Commission d'Examen

Jury :  
MM. J.C. ROY Président  
MM. E. PERTUZON Rapporteur  
J.C. CNOCKAERT Examineur  
A. JUNQUA Examineur

*Travail réalisé au laboratoire de Physiologie Neuromusculaire*

## AVANT-PROPOS

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

Aussi, je tiens à remercier Monsieur le Professeur E. PERTUZON qui a bien voulu, il y a déjà quelques années, m'accueillir dans son laboratoire alors que les S.T.A.P.S. n'étaient pas ce qu'elles tentent de devenir.

Je remercie Monsieur J.C. ROY d'avoir accepté la présidence de mon jury de thèse.

Monsieur le Professeur A. JUNQUA m'a fait le grand honneur de bien vouloir examiner mon travail. Je l'en remercie très sincèrement.

Monsieur J. C. CNOCKAERT me fait également cet honneur. De plus, ses critiques m'ont été précieuses dans la rédaction de cette thèse. Qu'il en soit chaleureusement remercié.

Je remercie également tout le personnel du laboratoire de Physiologie neuromusculaire, du S.E.M.S.I. ainsi que Monsieur J. ROUSSEAU pour l'aide qu'ils ont bien voulu m'apporter.

Merci à M. GERBEAUX et à G. LENSEL pour le soutien actif qu'ils m'ont accordé.

Je remercie également Monsieur le Professeur DELORME, P. POULAIN et Agnès pour l'aide qu'ils m'ont apportée dans la réalisation de la thèse.

Je serais ingrat si j'oubliais de remercier Monsieur R. COISNE qui a transformé avec talent le dispositif ergométrique ainsi que Madame Y. DODEY, véritable Champollion, qui a assuré la mise en page de ce travail. Elle a été aussi souriante qu'efficace.

Merci enfin à F.M., F.L., Y.S., F.H. et T.C. pour qui  $J_0$  veut dire plus qu'un J et qu'un zéro.

# S O M M A I R E

NOMENCLATURE	
INTRODUCTION	1
A - AMELIORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE : LA MUSCULATION	3
B - BASES SCIENTIFIQUES DE LA MUSCULATION	10
C - BUTS DE L'ETUDE	22
CHAPITRE I - TECHNIQUES ET PROTOCOLES	27
A - TECHNIQUES	27
B - PROTOCOLES	42
C - CARACTERISTIQUES DES SUJETS	49
CHAPITRE II - FACTEURS DE LA COMMANDE MOTRICE	50
A - RELATION $EMG_i$ -COUPLE	50
B - EMG ET TEMPS DE RECRUTEMENT	63
C - DELAI ELECTROMECHANIQUE	65
D - VITESSE DE CONTRACTION	67
CHAPITRE III - EFFETS MECANQUES DE LA COMMANDE MOTRICE : PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES DU GROUPE DES FLÉCHISSEURS (CONTRACTIONS VOLONTAIRES ISOMÉTRIQUES)	71
A - RELATION COUPLE-ANGLE	71
B - RELATION FORCE-LONGUEUR	78
C - DISCUSSION	83
CHAPITRE IV - EFFETS MÉCANIQUES DE LA COMMANDE MOTRICE : PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES DU GROUPE DES FLÉCHISSEURS (CONTRACTIONS VOLONTAIRES ANISOMÉTRIQUES)	86
A - RELATION FORCE-VITESSE	86
B - RELATION PUISSANCE-VITESSE	96
C - DISCUSSION	101
CHAPITRE V - EFFETS MÉCANIQUES DE LA COMMANDE MOTRICE : PROPRIÉTÉS ÉLASTIQUES MUSCULAIRES (RELATION COMPLIANCE-FORCE)	109
RÉSUMÉ ET CONCLUSION	116
BIBLIOGRAPHIE	130
ANNEXES	138

NOMENCLATURE

A.P.S.	: Activités physiques et sportives
B.B.	: Biceps brachii
B.R.	: Brachio-Radialis
C	: Couple (en Newton * mètre)
C.C.	: Composante contractile
C.E.P.	: Composante élastique parallèle
C.E.S.	: Composante élastique série
CMV <sub>(i)</sub>	: Contraction maximale volontaire (initiale)
Conc. (C)	: Concentrique . contraction musculaire en concentrique . fatigue obtenue grâce à ce type de contraction
D.E.M.	: Délai électromécanique
E.M.G.	: Electromyogramme
E.M.G. <sub>i</sub>	: Electromyogramme intégré
Exc. (E)	: Excentrique (Voir Conc.)
F	: Force (en Newton)
F <sub>0</sub>	: Force maximale extrapolée quand V = 0
F <sub>max</sub>	: Valeur maximale enregistrée de F
I	: Inertie (en m <sup>2</sup> * kg)
Iso. (I)	: Isométrique (Voir Conc.)
J	: Jours
J - 1	: Jour avant l'épreuve de fatigue
J <sub>0</sub>	: Jour de l'épreuve de fatigue
J + 1	: 24 heures après l'épreuve de fatigue
J + 2	: 48 heures après l'épreuve de fatigue
K	: Compliance ( $\frac{\Delta L}{\Delta F}$ ) en m * N <sup>-1</sup>
L	: Longueur musculaire
L <sub>0</sub>	: Longueur du fléchisseur équivalent pour un angle du coude de 75°
M	: Masse (en kg)
P	: Puissance P = F * V (en Watt)
P <sub>max</sub>	: Valeur maximale enregistrée de P
Q	: Quantification de l'EMG (Voir E.M.G. <sub>i</sub> )

Q.R.	:	Quick-release	
t	:	Temps	
T.B.	:	Triceps brachii	
u.a.	:	Unité arbitraire	
U.M.	:	Unité motrice	
V	:	Vitesse de raccourcissement	$(\frac{\Delta L}{\Delta F})$ en m * sec <sup>-1</sup>
V <sub>0</sub>	:	Vitesse maximale extrapolée quand F = 0	
V <sub>max</sub>	:	Valeur maximale enregistrée de V	
V <sub>cont</sub>	:	Vitesse de contraction	$(\frac{\Delta F}{\Delta t})$ en N * sec <sup>-1</sup>
θ	:	Déplacement angulaire	radian
θ''	:	Vitesse angulaire	radian sec <sup>-1</sup>
θ	:	Accélération angulaire	radian sec <sup>-2</sup>

## INTRODUCTION

A - AMÉLIORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE : LA MUSCULATION	3
1. MUSCULATION : PRINCIPES GÉNÉRAUX	3
2. MUSCULATION ET RÉGIMES MUSCULAIRES	6
a - Le régime isométrique	8
b - Les régimes concentrique et excentrique	8
B - BASES SCIENTIFIQUES À L'AMÉLIORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE	10
1. FORCE MUSCULAIRE ET MUSCLE	10
a - Diamètre musculaire	10
b - Force musculaire et types de fibres	10
2. FORCE MUSCULAIRE ET PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	13
a - Relations force-longueur et couple-angle	13
b - Relation force-vitesse	16
c - Relation compliance-force	19
C - BUTS DE L'ÉTUDE	22
1. CHOIX DU MOUVEMENT ET DES MUSCLES	22
2. FATIGUE ET CHOIX DU TYPE DE FATIGUE	24
a - Qu'entend-on par fatigue ?	24
b - Fatigue musculaire et E.M.G.	25



Les activités physiques et sportives (A.P.S.) ont eu un cheminement parallèle voire confondu avec la médecine et la physiologie. D'une gymnastique médicale avec *HIPPOCRATE* ou *GALIEN*, en passant par une gymnastique "médicinale et chirurgicale" de *Clément-Joseph TISSOT* ou "orthopédique" de *Andry de BOISREGARD*, la gymnastique ne pouvait devenir qu'une méthode de perfectionnement des mouvements humains et de l'organisme se voulant de plus en plus scientifique.

L'apport de *DEMENY* (1902) devait, à ce point, être capital en France. En complément des travaux de *MAREY* (1894), il étudie le mouvement humain et il met en place une méthode en A.P.S., une "pédagogie générale des mouvements" (1922). Cette conception des A.P.S., impliquant la compréhension du corps humain comme une machine ou un moteur, est actuellement controversée. Toutefois, elle prévaut encore. Tous les travaux sur l'entraînement sportif ou la musculation le prouvent. C'est dans cette optique de compréhension du mouvement humain que nous situerons notre étude et une science comme la biomécanique ne pouvait que nous servir à ce dessein.

Pour un enseignant en A.P.S. ou un entraîneur, la construction d'un plan d'entraînement sportif nécessite la parfaite connaissance des effets de tel ou tel type de séance de travail. Une méconnaissance de ces effets conduirait soit à un sous-entraînement fâcheux mais non préjudiciable pour l'individu, soit à un sur-entraînement par addition de charges de travail trop importantes, occasionnant des fatigues plus ou moins persistantes.

L'approche de ce problème a surtout été faite par des travaux s'appuyant sur la biochimie, beaucoup moins sur la biomécanique. Notre étude portera sur les effets à court terme d'une épreuve de fatigue musculaire locale ce qu'en d'autres termes nous pouvons traduire par séance d'entraînement de force musculaire ou séance de musculation. Nous essayerons de voir, comme nous le pensons, que ces effets ne sont pas les mêmes en fonction du type de

régime musculaire utilisé lors de ces séances de musculation. C'est la modification plus ou moins importante de la force musculaire, de la vitesse de raccourcissement musculaire et de la compliance musculaire qu'il nous est apparu intéressant d'étudier. De même, la rapidité de récupération de ces propriétés physiologiques du muscle nous semble également liée au type de régime musculaire employé lors de l'épreuve de fatigue. De ce fait, nous étudierons les conséquences du travail musculaire local, un et deux jours après la fatigue. Précisons que par "régime musculaire" nous entendons le mode de contraction musculaire isométrique, concentrique ou excentrique. Par commodité, nous parlerons de régime isométrique, concentrique ou excentrique. De même et par extension, l'expression "fatigue isométrique" désigne la fatigue obtenue après des contractions maximales volontaires en isométrie. Il sera fait également mention de fatigue concentrique ou fatigue excentrique.

## A - AMÉLIORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE : LA MUSCULATION

Les techniciens des A.P.S. comprennent souvent la force musculaire en tant que qualité physique. Historiquement, des auteurs comme AMOROS, HEBERT, BELLIN du COTEAU ou FLEISHMAN ont identifié et mesuré ce paramètre de la motricité au même titre que la souplesse ou que l'endurance fonctionnelle : démarches souvent empiriques qui ont entraîné maintes confusions terminologiques persistantes de nos jours.

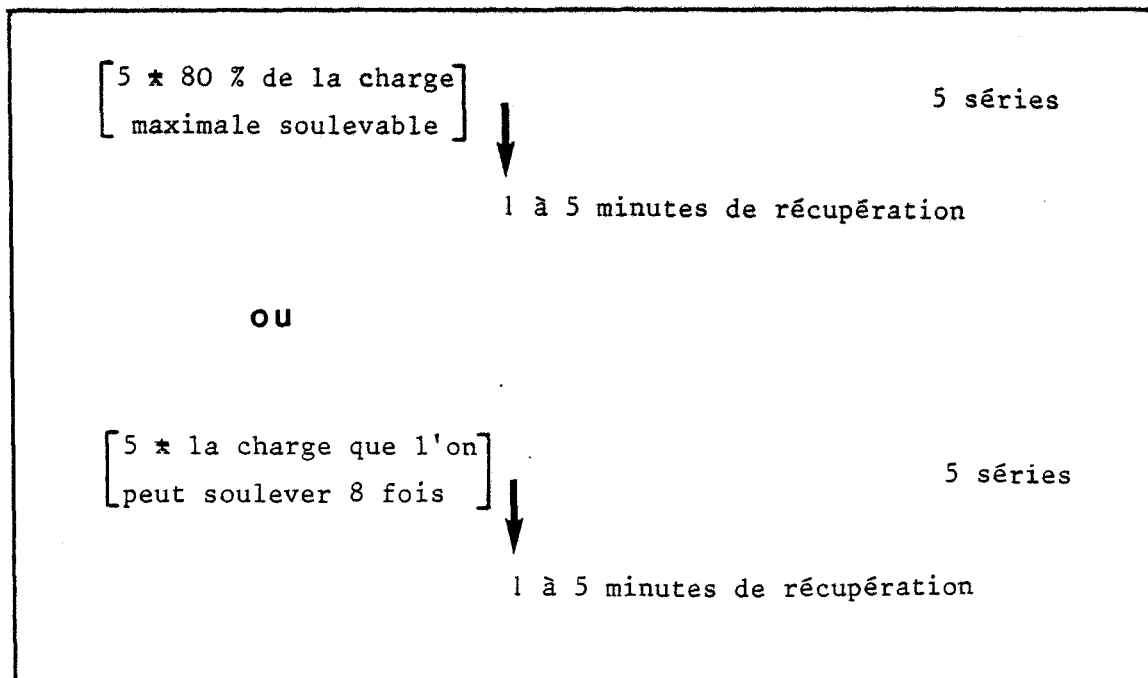
Il apparaît que le concept de force musculaire, en tant que qualité physique, doit être appréhendé comme une aptitude motrice à réaliser un travail selon des modalités très diverses. Ainsi, la quantité de travail à effectuer, l'intensité de ce travail, la rapidité d'exécution de celui-ci ou même à récupérer de la fatigue occasionnée par ce travail sont des composantes de la force musculaire. En ce sens, la notion de force musculaire déborde largement sa signification strictement physique.

Cette aptitude motrice peut s'améliorer selon le principe simple de la surcharge. KOMI (1975) nous rappelle que l'hypothèse fondamentale de l'amélioration de la force musculaire est la suivante : "un stimulus pouvant amener l'amélioration de la force musculaire correspond à une charge de tension qui excède la tension réalisée auparavant...".

### 1) MUSCULATION : PRINCIPES GÉNÉRAUX

Le principe de la surcharge a toujours été appliqué en musculation. Ainsi, THOMAS (1962) nous propose des principes de musculation encore utilisés de nos jours (Tableau I).

C'est sur ces mêmes règles que KOUSNYETSOV (1970) bâtit sa méthode de musculation générale en augmentant seulement le nombre de séries et de répétitions dans une série.



*Tableau I - Principes de musculation  
selon THOMAS (1962)*

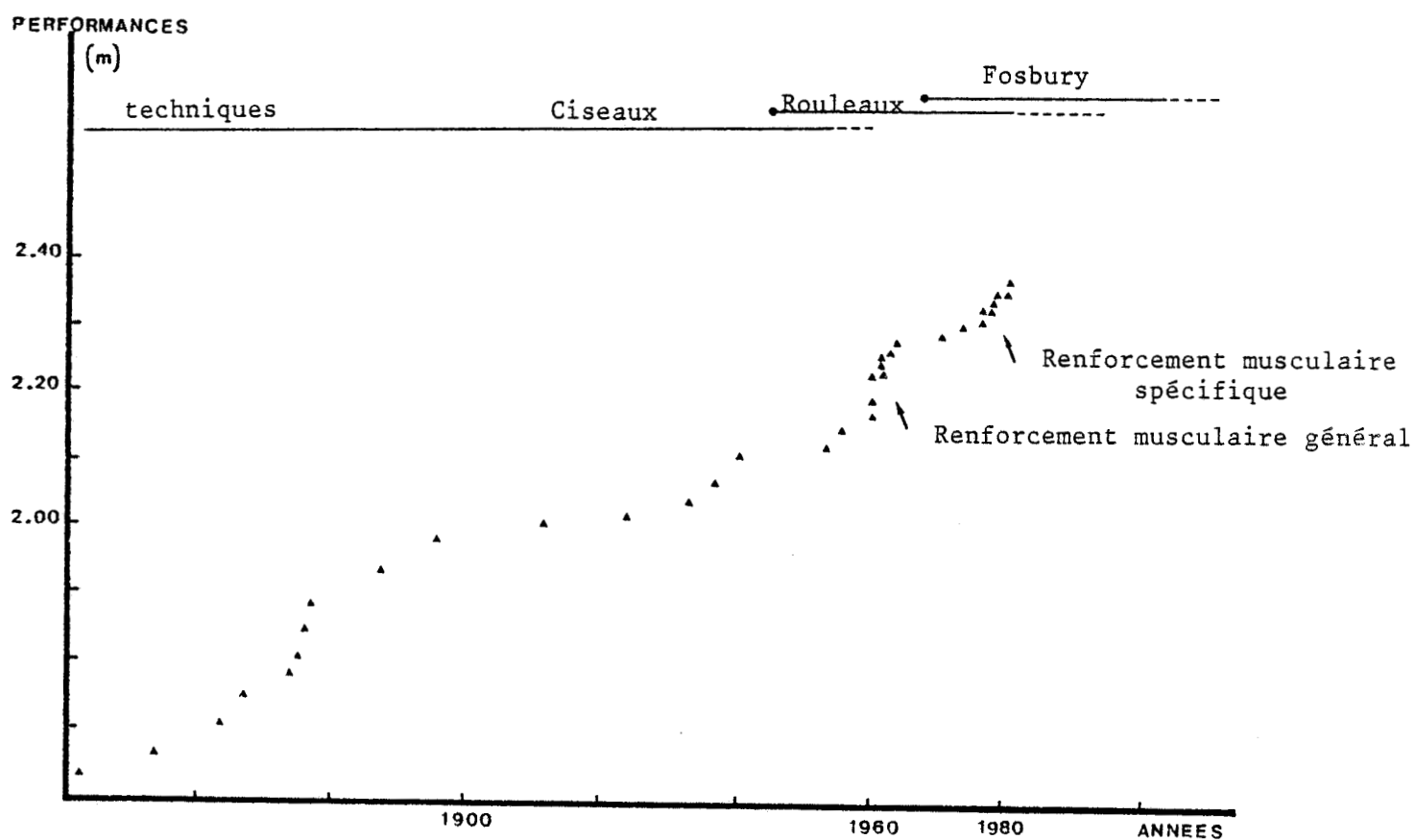
*Une série de travail est composée de cinq répétitions.  
La récupération entre les séries est de une à cinq minutes.*

Les derniers travaux sur la musculation (VERKOSHANSKI, 1978 ; HOMMEL, 1979 ; VASILJEV, 1981) sont surtout orientés vers la diversification des méthodes en fonction des pratiques sportives.

Cependant, ces méthodes ne justifient pas la pertinence des temps de récupération, durant la séance et après la séance, ni celle des répétitions de charge ou de série.

Toutefois, notons une tendance actuelle à rendre la musculation moins généralisée, plus spécifique aux pratiques sportives, plus appliquée. Parallèlement à cette transformation, nous avons pu assister à une amélioration quantitative et qualitative des performances sportives. L'exemple du saut en hauteur est significatif à cet égard, même si les progrès des techniques et l'amélioration des matériaux sont à prendre en compte (Fig. 1).

Un des buts de ce travail sera d'étudier avec plus de précision les effets d'une séance de musculation sur les propriétés mécaniques du muscle non pas durant cette séance mais juste après la séance et de voir comment la récupération s'opère.

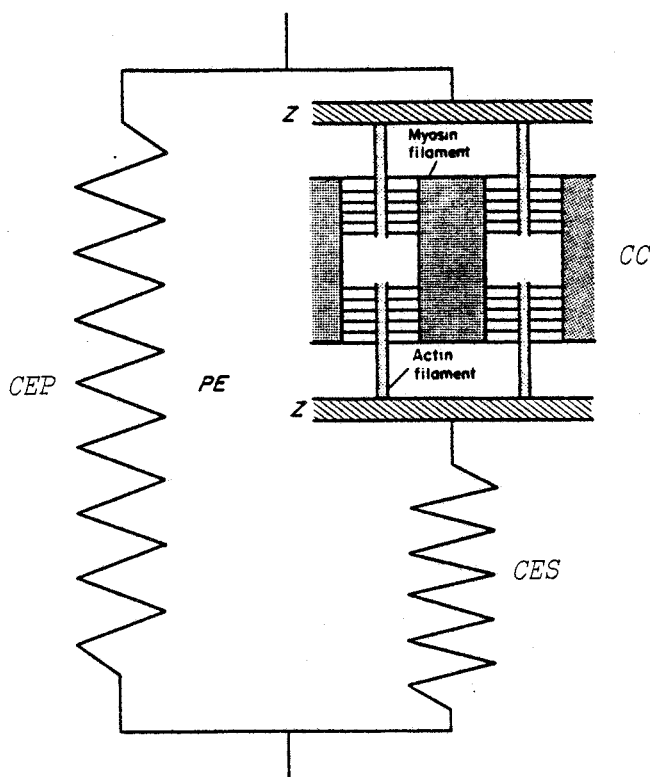


*Fig. 1 - Amélioration du record du monde de saut en fonction de l'évolution des méthodologies de musculation.*

## 2) MUSCULATION ET REGIMES MUSCULAIRES

Depuis les travaux de *HILL*, le muscle est modélisé avec une composante élastique série (C.E.S.) et une composante contractile (C.C.) ainsi qu'une composante élastique parallèle (C.E.P.).

A partir des travaux de *HUXLEY* et de sa théorie sur les filaments glissants, le modèle de *HILL* a pu être adapté par certains auteurs comme *WONG* (1971) (*Fig. 2a*).



*Fig. 2a* - Modèle à trois composantes, complété en fonction de la théorie des filaments glissants

d'après *WONG* (1971)

CC : composante contractile ; CES : composante élastique-série ;  
CEP : composante élastique-parallèle.

Ce modèle permet de mieux comprendre les régimes musculaires.

Quand le muscle est activé, sa composante contractile développe

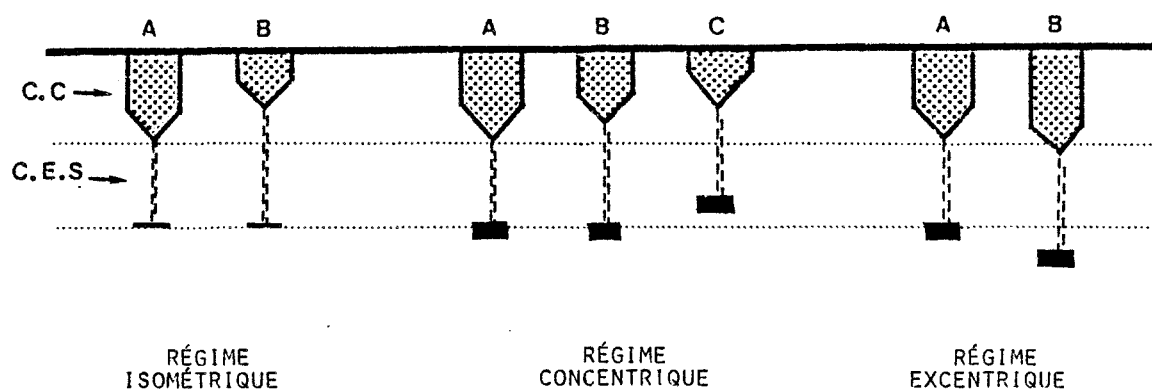
une tension exprimée selon trois types de régime :

- quand les deux extrémités du muscle ne se rapprochent pas l'une de l'autre, on parle de contraction isométrique ou statique ;

- quand il y a rapprochement des deux extrémités, on parle de contraction anisométrique concentrique, en raccourcissement. Le travail est positif ;

- quand il y a éloignement des deux extrémités, on parle de contraction anisométrique excentrique ou en étirement. Le travail est négatif.

Nous pouvons schématiser ces trois régimes de la façon suivante :



*Fig. 2b - Les régimes musculaires*

*Les schémas font abstraction de la C.E.P.*

Les méthodes de musculation utilisent encore ces régimes soit de façon isolée, soit de façon combinée. La terminologie qu'utilisent certains

auteurs (*Annexe I*), complexe, difficile, voire confuse nous invite à présenter ces trois régimes de façon simple et appliquée au domaine des A.P.S.

a - Le régime isométrique

Depuis les travaux d'HETTINGER et MÜLLER (1953), de nombreux articles ont paru sur la méthodologie de la musculation en isométrie. Citons NETT (1964) ou WOLFGANG (1967).

Il apparaît que cette méthode fort simple (*Tableau II*), après un moment d'engouement, soit tombée dans l'oubli pour les sportifs. Toutefois, relevons son efficacité dans le domaine de la rééducation musculaire sportive.

Tension musculaire en pourcentage de la performance absolue	Temps de tension indispensable	Répétitions
40 - 50 %	15 à 20 sec.	cinq fois par jour pour chaque groupe musculaire
ou 60 - 70 %	6 à 10 sec.	
ou 80 - 90 %	4 à 6 sec.	
ou 100 %	2 à 3 sec.	

*Tableau II - Méthodologie de l'entraînement  
de force en régime isométrique*

*d'après NETT (1964)*

b - Les régimes concentrique et excentrique

Les méthodes de musculation utilisent, en fait, les deux régimes en va-et-vient. Que cela soit avec des charges additionnelles, comme le travail avec barres à disques, ou seulement le poids du corps comme charge de travail



(travail de rebonds, de sauts, de montées de gradins etc...), les mouvements sont toujours une alternance de flexion et d'extension.

Toutefois, dans chaque séance de musculation, une intention est donnée. Par commodité, nous pourrions parler de séance de type concentrique ou de type excentrique.

La musculation concentrique a toujours été utilisée de façon préférentielle. Cependant, une meilleure analyse biomécanique du geste sportif a permis de modifier les séances de musculation de façon plus spécifique. Si nous prenons l'exemple des sauts athlétiques, nous pouvons nous apercevoir que l'impulsion était comprise jusqu'aux années 1960 comme une création d'un mouvement dynamique vers le haut. Depuis, certains travaux ont montré que dans un saut, l'essentiel n'était pas seulement de créer l'impulsion mais également -à la suite d'une course d'élan rapide- de résister à l'écrasement, l'impulsion étant comprise non plus comme une création mais comme une transformation d'énergie.

Cette résistance à l'écrasement a provoqué une remise en question des méthodes de musculation et donc des régimes musculaires utilisés : la musculation en régime anisométrique excentrique a dès lors été très utilisée dans certaines spécialités sportives.

Un autre but du travail sera l'étude comparative des effets d'une fatigue musculaire locale en fonction des différents régimes de contraction utilisés lors de la séance de musculation.

## B - BASES SCIENTIFIQUES À L'AMÉLIORATION DE LA FORCE MUSCULAIRE

### 1) FORCE MUSCULAIRE ET MUSCLE

#### a - Diamètre musculaire

Avoir de gros muscles ! L'imagerie populaire assimile la force musculaire à la grosseur du muscle. En fait, la force musculaire est en étroite relation avec l'importance de la section transversale du muscle (MAUGHAN *et al*, 1982), les forces étant exprimées par unité de surface. Les chiffres obtenus sont très variables. Ainsi, pour le biceps brachial nous avons 23,8 N.cm<sup>-2</sup> (RALSTON *et al*, 1949), 63 N.cm<sup>-2</sup> (IKAI *et FUKUNAGA*, 1968), 98,3 N.cm<sup>-2</sup> (MORRIS, 1949) ou 100 N.cm<sup>-2</sup> (FICK, 1910). La disparité des résultats s'explique par la diversité des techniques et préparations.

IKAI *et FUKUNAGA* (1970) ont remarqué un gain de force (de l'ordre de 40 N/cm<sup>2</sup>) après cent jours d'entraînement isométrique.

Cependant, en plus de la section du muscle, la manière dont les fibres musculaires sont disposées a une importance non négligeable sur la force et la vitesse de raccourcissement (WOITTEZ *et al*, 1983). Un muscle penné ou bipenné développerait une force plus importante qu'un muscle aux fibres parallèles (FROST, 1973 ; KARPOVITCH *et SINNING*, 1975). VANDEWALLE (1982) trouve les mêmes résultats en raisonnant sur les modèles théoriques de muscle. Par contre, GANS *et BOCK* (1965) n'arrivent pas aux mêmes conclusions.

#### b - Force musculaire et types de fibres

La production de la force musculaire dépend de la composition en fibres musculaires d'un muscle considéré. On sait que, de cette composition, dépendra la vitesse de raccourcissement du muscle ainsi que de sa résistance à la fatigue.

De nombreux auteurs ont pu identifier et classer les fibres musculaires. *MARINI (1981)* offre une correspondance entre ces différentes classifications en mettant également en valeur les caractéristiques principales de chaque type de fibre (*Tableau III*).

<u>Classifications</u>	Ogata 1958	Intermediate	Red	White
	Engel 1962	I		II
	Stein et Padykula	B	C	A
	Guth et Samaha 1969	$\beta$ : alcali sensible	$\alpha\beta$	$\alpha$ : acide-sensible
	Burke 1967, 1973	S	FR	FF
	Peter et coll. 1972	SO	FOG	FG
	Brooke et Kaiser 1970	I	II A	II B    II C
Techniques utilisées	Différentes classifications myotypologiques et caractéristiques principales de chaque type de fibre (homme)			
Histologie Microscopie optique	Contenu en myoglobine	Élevé	Interméd.	Faible
	Réseau capillaire par unité de surface	+++	++	+
	Diamètre $\sigma$ $\varphi$	+ +++	+++ ++	++ +
Microscopie électronique	Contenu en mitochondries	Très élevé	Élevé	Faible
	Densité du réticulum	Réseau étroit		Réseau compact
	Strie Z	Large		Fine
Stimulation répétitive Déplétion glyco-génique	Résistance à la fatigue	Élevée	Moyenne	Faible
	Concentration en glyco-gène	Variable	Variable	Fort
Microscopie électronique	Concentration en triglycérides	Forte	Interméd.	Faible
Précipitation des ions phosphate	Métabolisme dominant	Oxydatif	Mixte	Glycolyse anaérobie
	Vitesse de contraction	Faible	Grande	Grande
	Activité ATPasique	+	+++	+++    +++
Immuno Histo-chimie	Antifast myosin Antiwhite myosin	○	++	++    +
	Antislow myosin Antired myosin	++	○	○    +

*Tableau III - Nomenclature des types principaux de fibres musculaires (d'après MARINI, 1981).*

*S = Slow*

*FR = Fast resistant  
(à la fatigue)*

*FG = Fast glycolytic*

*FF = Fast fatigable*

*SO = Slow oxydative*

*FOG = Fast oxydative glycolytic*

Retenons globalement deux types de fibres musculaires :

- Les fibres musculaires à contraction lente (S.T. : slow twitch), résistantes à la fatigue.

Quand ce type de fibre est prédominant dans un muscle on a pu parler -peut-être abusivement- de muscle lent. Ce type de muscle est essentiellement tonique. Il sert à assurer les postures corporelles. Il tire surtout son énergie des mécanismes oxydatifs. On rencontre aussi les fibres S.T. majoritairement dans les muscles locomoteurs des sportifs de type endurant (*SALTIN et al, 1977*).

- Les fibres musculaires à contraction rapide (F.T. : fast twitch) divisables en deux sous-groupes :

- . les fibres musculaires rapides très fatigables
- . les fibres musculaires rapides peu fatigables.

Quand un muscle en comporte beaucoup, on peut dire que c'est un muscle rapide, phasique. Les sportifs de type "force-vitesse" ont une musculature à dominante de fibres F.T.

*THORSTENSSON (1976)*, *TESCH et KARLSSON (1978)*, *VIITASALO et al (1981)*, *BOSCO et al (1983)* trouvent tous une liaison entre la haute teneur en fibres F.T. et la capacité de force maximale isométrique ou de détente verticale.

Cependant, même si ces différents types de fibres sont identifiés et classés, leurs représentations in situ ne sont pas aussi tranchées. Ainsi, *JOHNSON et al (1973)* précisent que la répartition des fibres n'est plus la même selon la profondeur du muscle (*Tableau IV*). Les fléchisseurs du coude apparaissent comme étant plus riches en fibres F.T. que S.T.

De même, *MAUGHAN et al (1983)* précisent que, si la force musculaire est corrélée avec la section transversale du muscle, il n'y a pas de relation entre la force et les proportions des différents types de fibres. D'autre part, *KOMI et al (1977)* trouvent que la force isométrique maximale est peu dépendante de la composition en fibres musculaires.

Degré de signifi- fication .05	Moyenne (en %) Fibres type I	Moyenne (en %) Fibres type II	Valeurs moyennes extrêmes (en %)		Valeurs moyennes extrêmes (en %)	
			Type I	Type II	Type I	Type II
Biceps brachii (surface)	42.3	57.7	33.9	50.7	49.3	66.2
Biceps brachii (profond)	50.5	49.5	40.5	60.5	39.3	59.6
Brachioradialis	39.8	60.2	30.0	52.6	47.4	73.0

*Tableau IV - Valeur des compositions du biceps brachii et du brachioradialis en fibres de type I et type II, selon JOHNSON et al (1973)*

Ceci devrait nuancer nos spéculations à applications sportives d'autant plus que la plupart de ces études ont été menées sur des sportifs : la part de l'entraînement semble influencer sur la composition du muscle (LITCHFIELD et al, 1984).

## 2) FORCE MUSCULAIRE ET PROPRIETES MECANIQUES

Nous verrons les relations fondamentales de l'activité musculaire décrites par WILKIE (1950), à savoir :

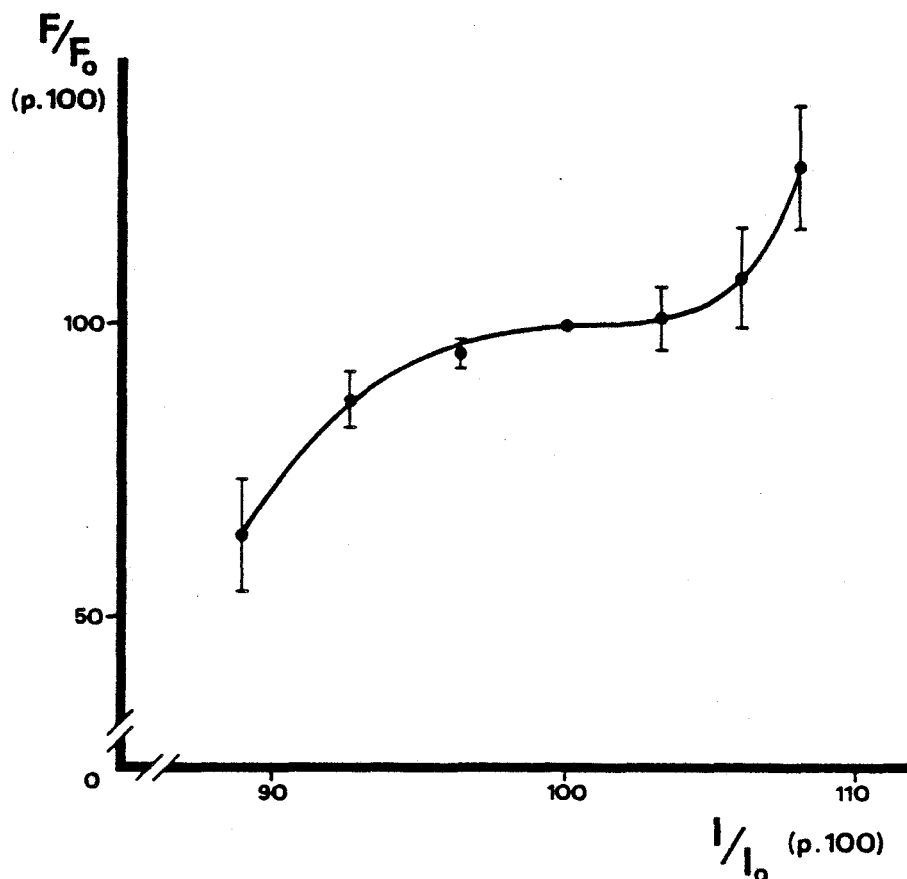
- . les relations force-longueur et couple-angle
- . la relation force-vitesse
- . la relation compliance-force.

### a - Relations force-longueur et couple-angle

#### - La relation force-longueur

La relation entre la force du muscle et sa longueur, établie à partir de la relation entre le couple volontaire maximal (force isométrique maximale) et l'angle de l'articulation a été étudiée sur le muscle humain in vivo (WILKIE, 1950 ; PERTUZON, 1972). La relation a une allure sigmoïde. PERTUZON

1972) (*Fig. 3*) la décrit comme telle pour le biceps brachii en tant que muscle équivalent (voir page 37 pour cette notion). Cette même description est faite par PEROT (1979) sur le biceps en supination,



*Fig. 3* - Relation force-longueur isométrique du fléchisseur équivalent (d'après PERTUZON, 1972)

La relation force-longueur peut être intéressante pour étudier les valeurs extrêmes des longueurs musculaires de la relation, Faisons toutefois remarquer que pour des valeurs médianes -proches de la valeur de la position d'équilibre de l'articulation (PERTUZON et LESTIENNE, 1973), proches également des valeurs des gestes naturels- nous préférons utiliser la relation couple-angle. Cette relation est l'expression périphérique de la force musculaire en fonction de la longueur.

- La relation couple-angle

Cette relation nous permet de voir que le couple maximum est obtenu pour un angle proche de  $90^\circ$  (PERTUZON, 1972) (Fig. 4).

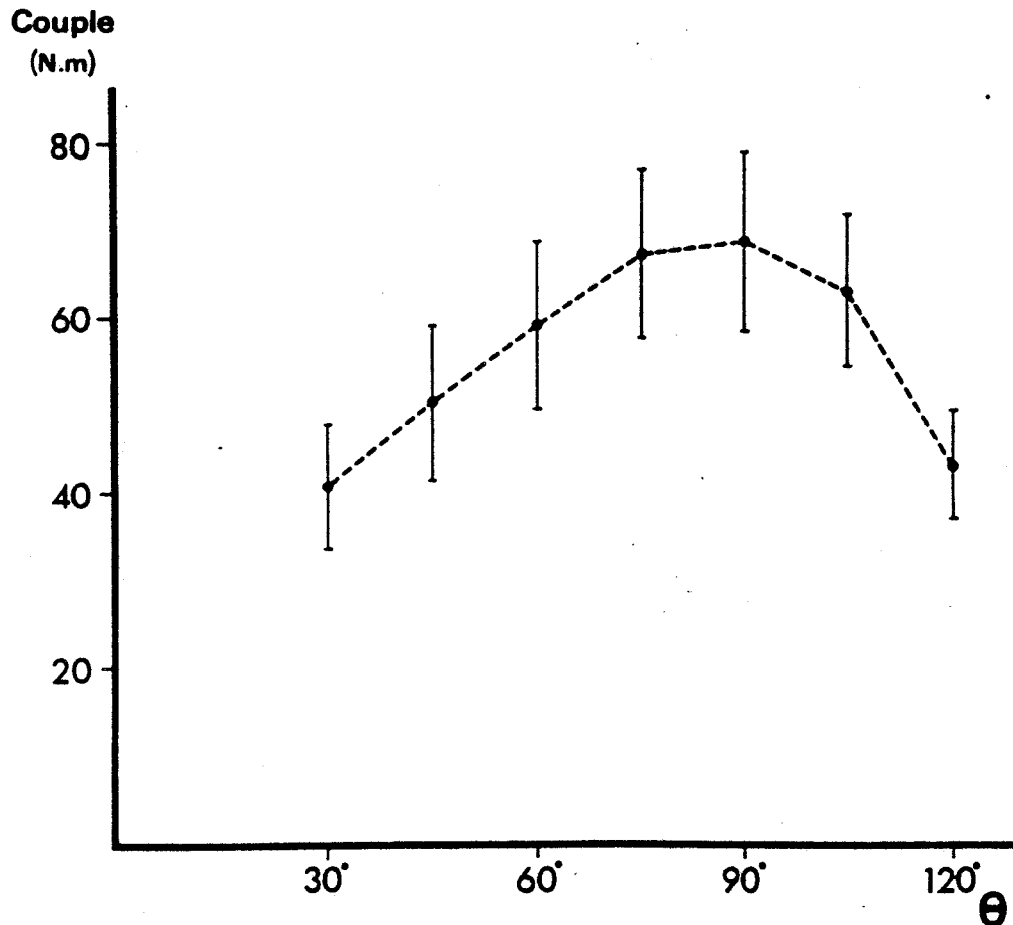


Fig. 4 - Relation entre le couple maximal de flexion isométrique (C) et l'angle de l'articulation du coude ( $\theta$ ) compté à partir de l'extension complète

d'après PERTUZON (1972)

Il apparaît ainsi que si l'on choisit une méthode de développement de la force musculaire en isométrie, le choix de l'angle "d'entraînement" est important. En effet, GARDNER (1962) trouve que le gain de force ne se fait qu'à l'angle pour lequel a eu lieu l'entraînement. ZACIORSKI et RATCHINE (1975),

quant à eux, trouvent un gain de force sur toute la plage angulaire testée avec toutefois un gain plus net à l'angle d'entraînement. Ce gain est plus important quand le muscle est entraîné en position raccourcie. Ces résultats sont complétés par THEPAUT (1984) et MATHIEU et VAN HOECKE (1982) (Fig.5).

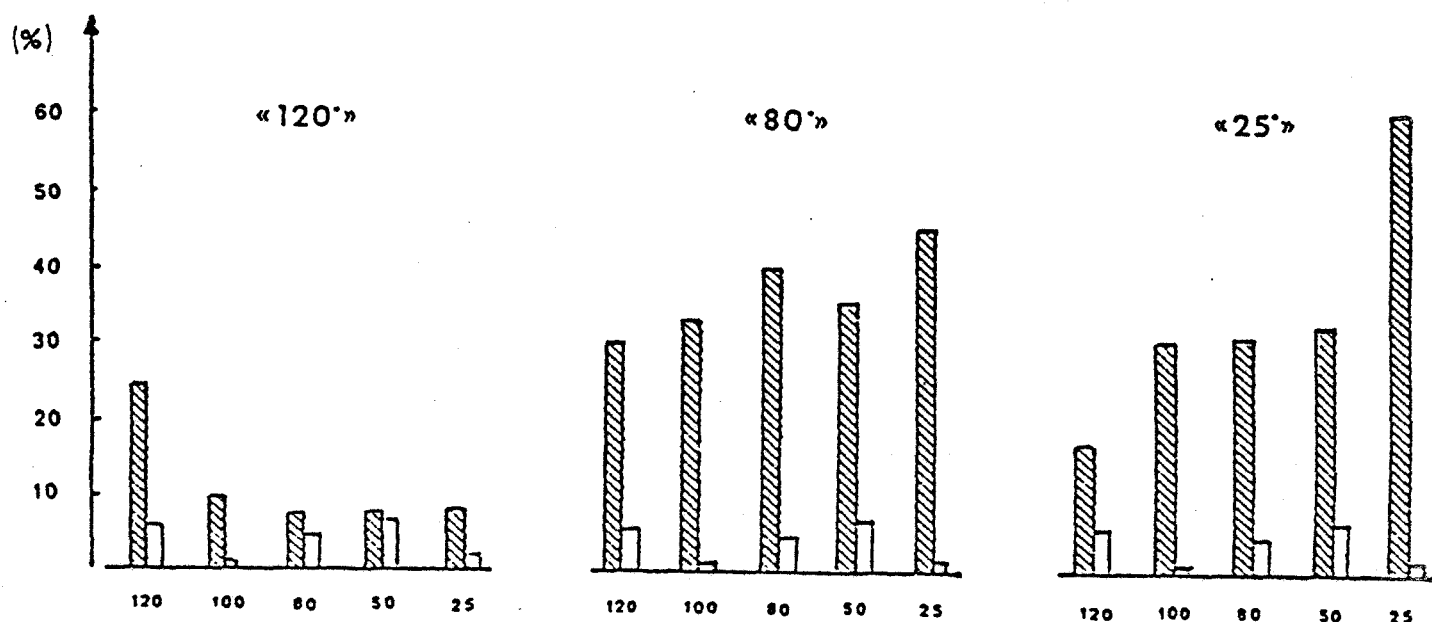


Fig. 5 - Diagramme des gains des performances isométriques obtenu, après entraînement, pour trois groupes entraînés respectivement à 120, 80 et 25° de flexion du coude.

- en ordonnée : gain moyen obtenu (%)
- en abscisse : angle de mesure

 groupe entraîné       groupe témoin

d'après MATHIEU et VAN HOECKE (1982)

#### b - Relation force-vitesse

Cette relation est décrite par de nombreuses équations. Citons



FENN et MARSCH (1935).

$$F = F_0 * b^V - nV \text{ (équation exponentielle)}$$

où  $F$  = force instantanée

$F_0$  = force maximale quand  $V = \emptyset$

$b$  = coefficient égal à celui de la vitesse

$n$  = coefficient de viscosité

$V$  = vitesse de raccourcissement de la composante contractile.

Citons également HILL (1938) avec la relation hyperbolique :

$$(F + a) (V + b) = (F_0 + a)b = \text{constante}$$

où  $F_0$  = force maximale quand  $V = \emptyset$

$F$  = force instantanée

$V$  = vitesse de raccourcissement du muscle

$a$  = coefficient de force

$b$  = coefficient de vitesse.

La difficulté d'étude de la relation force-vitesse chez l'homme réside en ce que la vitesse de raccourcissement du muscle ne peut s'appréhender in situ. Les travaux de WILKIE (1950) et PERTUZON (1972) nous permettent toutefois d'associer la vitesse angulaire à la vitesse de raccourcissement musculaire. Des études ont porté sur le biceps brachii (PERTUZON, 1972) en contraction maximale (Fig. 6), le biceps brachii en contraction submaximale (GOUBEL, 1974) ou le triceps (CNOCKAERT, 1976). Elles montrent que la force ( $F$ ) exercée par le muscle décroît quand la vitesse de raccourcissement augmente.

L'équation de HILL permet de caractériser également le muscle.

Le rapport  $\frac{a}{F_0}$  varie selon le type de muscle (GOUBEL et VAN HOECKE, 1982).

Ce rapport qui rend compte de l'incurvation de la courbe F.V. est plus élevé pour un muscle rapide ( $\frac{a}{F_0} \approx .25$ ) que pour un muscle lent ( $\frac{a}{F_0} \approx .07$ ).

D'autre part, la relation force-vitesse nous donne rapidement

la relation puissance-vitesse ( $P = F \times V$ ) (Fig. 6).

La puissance varie selon le type de muscle : le maximum de la puissance ( $P_{\max}$ ) est atteint à une vitesse de 30 % de  $V_0$  (muscle rapide) et 20 % de  $V_0$  (muscle lent). D'autre part,  $P_{\max}$  est atteint à 15 % de  $V_0$  sur les extenseurs du coude (CNOCKAERT, 1976) et vers 40 % de  $V_0$  sur les fléchisseurs du coude (PERTUZON, 1972).

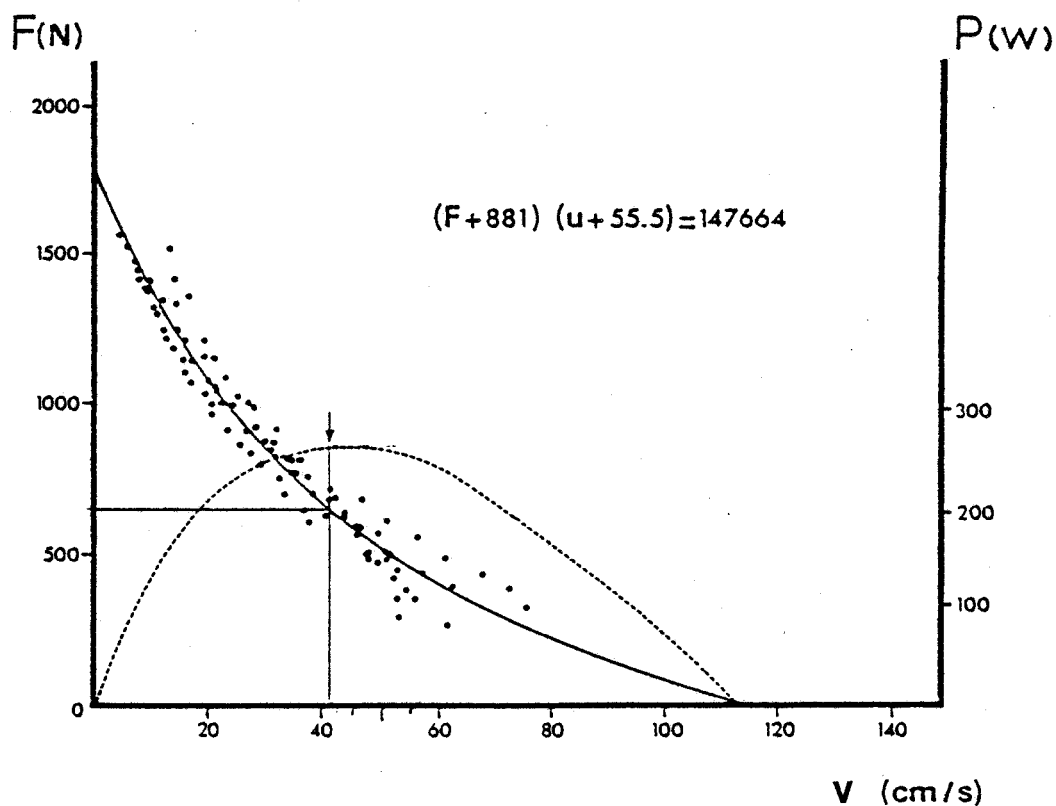


Fig. 6 - Relations force-vitesse instantanée (trait continu) et puissance-vitesse instantanée (tirets) du fléchisseur équivalent (1 sujet)

d'après PERTUZON (1972)

La relation force-vitesse en travail excentrique a été beaucoup moins étudiée qu'en travail concentrique. Citons toutefois BIGLAND et LIPPOLD (1954), KOMI et BUSKIRK (1972) ou KOMI (1973) (Fig. 7).

A propos de ce régime de travail, *ASMUSSEN (1953)* a montré qu'il exigeait moins d'énergie qu'un même travail musculaire en régime concentrique. En outre, *KOMI et BUSKIRK (1972)* ont pu montrer qu'après un travail en régime excentrique à tensions maximales, la force musculaire isométrique, concentrique et excentrique progressait davantage qu'après un entraînement concentrique correspondant.

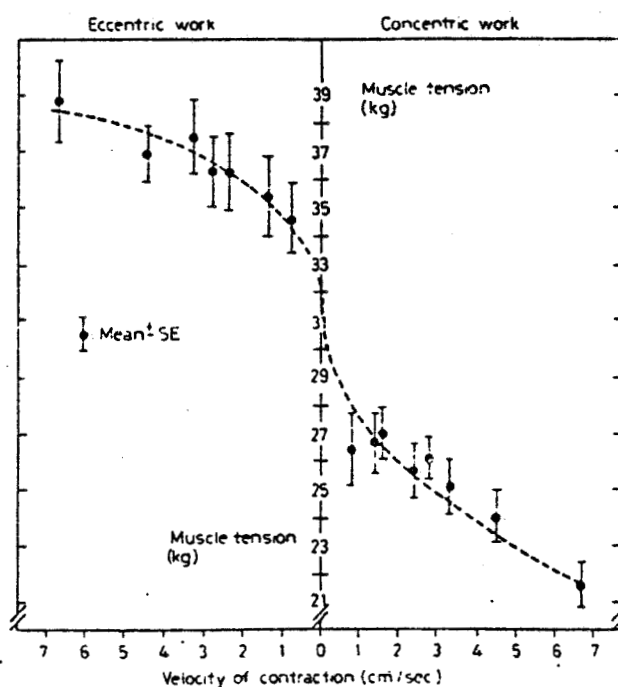


Fig. 7 - Relation force-vitesse des fléchisseurs du coude

d'après *KOMI (1973)*

### c - Relation compliance-force

Nous avons vu dans le modèle de muscle proposé par *HILL (1938)* que la composante contractile (C.C.) était le véritable élément moteur de la contraction musculaire. Quant à la C.E.S. -siège de l'élasticité musculaire- on peut avancer qu'elle a un rôle de transmission de la force contractile mais aussi un rôle de stockage et de restitution de l'énergie potentielle.

Cette élasticité peut s'exprimer en terme de compliance c'est-à-dire le rapport de la variation de longueur sur la variation de force. C'est l'inverse de la raideur. Ce rapport est l'expression de l'extensibilité du muscle :

$$K = \frac{\Delta L}{\Delta F}$$

C'est généralement cette relation qui est étudiée chez l'homme in vivo : GOUBEL et PERTUZON (1973) sur les fléchisseurs du coude, CNOCKAERT (1976) sur les extenseurs du coude (Fig. 8).

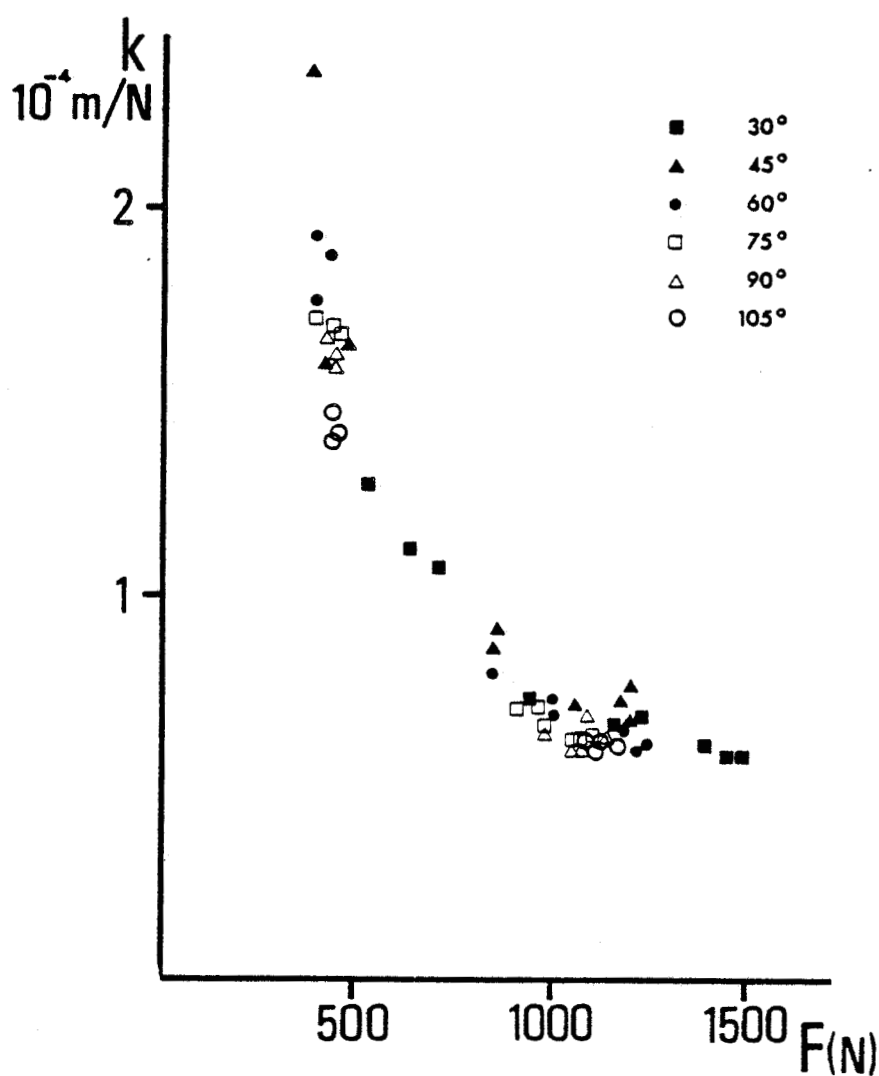


Fig. 8 - Relation compliance-force du fléchisseur équivalent.

$K$  : compliance en mètres par Newton

$F$  : force en Newtons

d'après GOUBEL et PERTUZON (1973)

L'élasticité musculaire permet de comprendre plusieurs éléments du rendement musculaire et de l'amélioration de la performance. Ainsi, *CAVAGNA et al (1968)* ont montré que le travail exercé par un muscle en contraction maximale est plus grande quand le muscle est préalablement étiré que lorsque celui-ci part d'un état de contraction maximale isométrique.

D'autre part, *CNOCKAERT (1972)* et *CNOCKAERT et GOUBEL (1975)* ont montré que l'activité électromyographique intégrée était plus faible dans des mouvements de flexion du coude en force sous-maximale quand il y avait étirement préalable.

Toutefois, le délai entre l'étirement et le raccourcissement doit être court sinon l'énergie élastique est transformée en chaleur (*THYS et al, 1972*). De ce fait, le rendement musculaire peut baisser de .4 à .23 (*MARGARIA et al, 1963*). Mais, si le délai est court, il apparaît nettement une amélioration du rendement (*CAVAGNA et KANEKO, 1977*, pour la course).

Ainsi, il apparaît que la coordination gestuelle et l'enchaînement des étirements et des contractions sont primordiaux dans la réalisation du geste sportif. Un apprentissage technique poussé s'avère indispensable mais aussi un régime de musculation spécifique. Les techniciens de ce type de musculation en contact-réponse (étirement-contraction) l'appelle plyométrique ou récessive (*Annexe I*).

## C - BUTS DE L'ÉTUDE

Pour qu'une étude sur la fonction musculaire soit entreprise, *WILKIE (1950)* nous précise qu'il est important de choisir un certain nombre de caractéristiques du mouvement, à savoir :

- . un mouvement monoarticulé de géométrie simple ;
- . peu de muscles doivent intervenir dans la mobilisation ;
- . le corps doit rester stable et ne subir aucune modification par le mouvement ;
- . le mouvement doit être unidirectionnel et un seul axe de rotation doit être étudié.

Dans cette étude, nous appuyant sur ces impératifs méthodologiques, nous nous proposons d'examiner les effets d'une séance de musculation, c'est-à-dire d'un travail musculaire local entraînant une fatigue, sur les relations caractéristiques du muscle. Ces fatigues seront obtenues par des contractions musculaires répétées et volontaires soit en régime isométrique, soit en régime anisométrique. L'activité musculaire sera contrôlée par électromyographie de surface.

### 1) CHOIX DU MOUVEMENT ET DES MUSCLES

Le mouvement que nous allons étudier est celui de la flexion du coude selon des régimes de contraction différents :

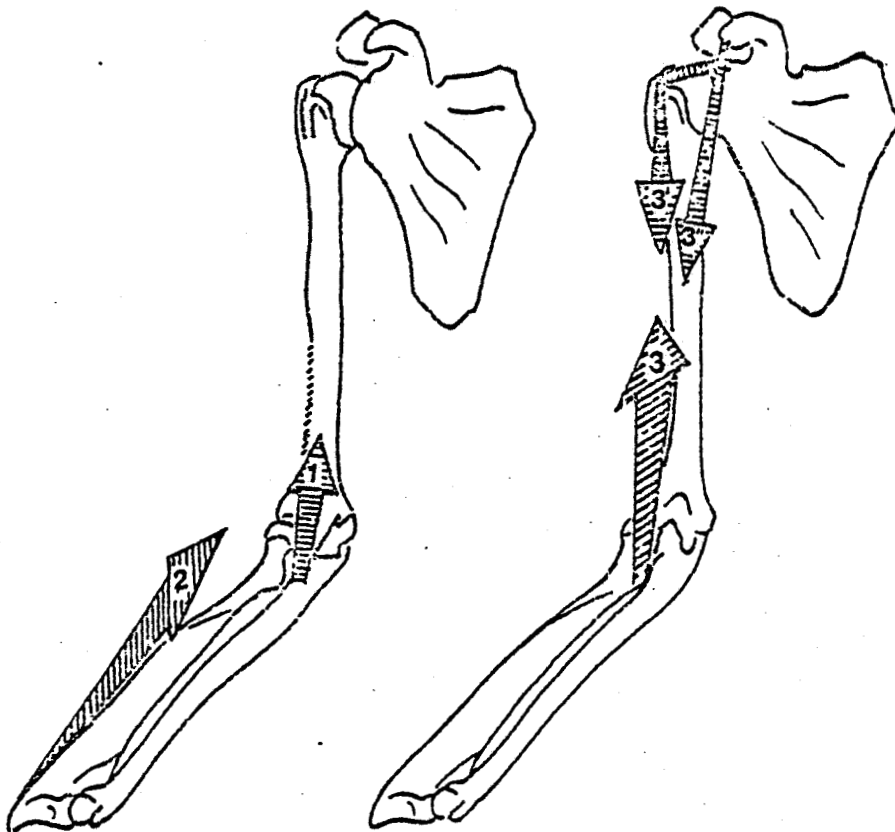
- . régime isométrique
- . régime anisométrique concentrique.

Le mouvement de flexion du coude -étudié dans un plan horizontal- nécessite la mise en action de plusieurs muscles :

- . le biceps brachii (B.B.)
- . le brachialis (B)
- . le brachioradialis (B.R.)
- . le pronator teres (P.T.)
- . l'extensor carpi longus (E.C.L.).

Cette complexité pose le problème de la participation relative de chacun d'entre eux au mouvement de flexion. Sur l'homme, la difficulté de l'étude de ce mouvement réside en la méconnaissance mécanique ou anthropométrique de chaque muscle. Ceci a conduit *PERTUZON (1972)* et *BOUISSET (1973)* à définir le groupe des fléchisseurs du bras en terme de muscle équivalent.

Compte tenu de la masse des cinq muscles de la flexion et de leur géométrie musculo-squelettique, nous pouvons estimer que seuls trois muscles sont importants : B.R., B.B. et B. (*Fig. 9*).



*Fig. 9* - Les muscles moteurs de la flexion du coude

1. *Brachialis (B)*
2. *Brachioradialis (B.R.)*
3. *Biceps brachii (B.B.)*

d'après *KAPANDJI (1965)*

Un autre problème se pose. Deux muscles sont en surface (B.B. et B.R.). Le brachialis est profond, donc inaccessible à la seule technique de recueil de données que nous nous permettons car non invasive : la technique d'EMG de surface.

Nous serons donc conduits à réduire le groupe des fléchisseurs au B.B. et au B.R. Il s'agit d'une démarche adoptée par de nombreux auteurs dans le cas de la flexion du coude.

Le choix du mouvement et des muscles étant fait, il nous faut définir le type de fatigue que nous allons utiliser.

## 2) FATIGUE ET CHOIX DU TYPE DE FATIGUE

### a - Qu'entend-on par fatigue ?

"Le mot fatigue serait voué à disparaître à plus ou moins brève échéance du vocabulaire physiologique" (SHERRER et MONOD, 1960). Près d'un quart de siècle plus tard, ce terme existe toujours et ceci pour des raisons fort simples. Le mot fatigue est assez générique pour couvrir les différents mécanismes physiologiques et psychologiques qui entrent en jeu dans les manifestations de ce phénomène.

Déjà LAGRANGE (1890) faisait une distinction entre "la fatigue subjective, celle qui est caractérisée par une sensation et la fatigue objective qui consiste dans un état particulier du muscle".

Nous entendrons par fatigue subjective (terme repris par SCHERRER et MONOD, 1960) l'impression de lassitude, le manque de confiance en soi, l'anxiété voire l'asthénie intellectuelle et les myalgies diffuses qu'un sujet peut ressentir. Cette fatigue n'est pas l'objet de notre étude. Par contre, nous tenterons d'étudier les effets de la fatigue objective. Les définitions que l'on peut en donner sont les suivantes : "Diminution d'activité d'un système vivant lié au fonctionnement même de ce système survenant pour une



stimulation adéquate maintenue constante, réversible par le repos" (SCHERRER et MONOD, 1960) ou encore "diminution de la capacité de travail provoqué par le travail lui-même" (KARPOVITCH et SINNING, 1975). La fatigue objective s'accompagne souvent de douleur. SJOSTROM et FRIDEN (1982) ont montré que les muscles douloureux présentaient des fibres comportant une quantité importante de matériel myofibrillaire désorganisée surtout au niveau des stries Z.

SCHERRER et MONOD (1960) nous ont parlé de "stimulation adéquate maintenue constante". Il est vrai que nous pouvons, comme ces auteurs, fatiguer objectivement un muscle en maintenant une contraction le plus longtemps possible. D'autres moyens nous sont offerts : le travail musculaire sous garrot artériel, le travail en hyperthermie locale. Nous pouvons également utiliser des stimulations du nerf (DUCHATEAU, 1981).

Notre objectif n'est pas celui de fatiguer le muscle dans n'importe quelle condition mais de le fatiguer de la façon qui s'apparente le plus à une épreuve de musculation. Ainsi, nous utiliserons le mouvement volontaire répétitif ; nous espérons de ce fait avoir une fatigue objective longue à obtenir, une fatigue à long terme en quelque sorte en opposition à une fatigue à court terme obtenue lors d'une contraction prolongée (MARECHAL et AUBERT, 1958).

#### b - Fatigue musculaire et EMG

En contraction isométrique sous-maximale et lorsque le niveau de force reste constant, l'EMG intégré ( $EMG_i$ ) croît au cours de la fatigue (SCHERRER et BOURGUIGNON, 1959 ; KURODA et al, 1970). L'interprétation de ce phénomène est généralement la suivante : ceci est dû à un recrutement des U.M. non encore actives. Celles-ci déchargent à une fréquence plus grande entraînant ainsi une augmentation globale de l'activité électromyographique. DEVRIES (1968) a également trouvé que cette augmentation était en étroite relation avec le niveau du couple maintenu. Cette approche est confirmée par VIITASALO et KOMI (1977) qui montre que l'augmentation de l'EMG intégrée est due à une "défaillance" du mécanisme contractile. Pour compenser cet effet, de

nouvelles U.M. sont recrutées et pour les U.M. actives, il y a une fréquence de décharge accrue (EDWARDS R.G. et LIPPOLD, 1956 ; LIPPOLD et al, 1960 ; EDWARDS R.H.T. et al, 1977). Cette analyse est à compléter en faisant référence au type de muscle étudié ; ainsi, dans un travail en isométrie, le muscle le plus riche en fibres à contraction lente aura une augmentation de son activité électromyographique moindre que pour un muscle plus riche en fibres à contraction rapide (OCKS et al, 1977).

Enfin, notons que pour MATON (1981), la fatigue s'installe très tôt après le début d'un travail en isométrie sous-maximale. Il y a toujours un recrutement spatial d'U.M. Quant au recrutement temporel, il ne s'observe que pour des niveaux de force supérieurs à 30 % de la force maximale volontaire.

Les contractions anisométriques, excentriques et concentriques ont surtout été étudiées par KOMI (1973), NILSON et al (1977) et VIITASALO et al (1981). Pour KOMI et TESCH (1979), lors de contractions anisométriques, il y a une diminution de l' $EMG_i$  pour les muscles riches en fibres rapides et peu de variation de l' $EMG_i$  pour les muscles riches en fibres lentes.

CHAPITRE I  
TECHNIQUES ET PROTOCOLES

A - TECHNIQUES	27
1. DISPOSITIF EXPERIMENTAL	27
a - Dispositif ergométrique	27
b - Dispositifs annexes	29
c - Le siège	31
2. RECUEIL DES DONNEES MECANIQUES ET ELECTROMYOGRAPHIQUES	32
a - Mesure du couple	32
b - Mesure du déplacement	32
c - Mesure de l'accélération	32
d - Détection, amplification et quantification de l'activité électromyographique	33
e - Enregistrement des données mécaniques et électromyographiques	35
3. VARIABLES CALCULEES	37
a - Calcul de la longueur du fléchisseur équivalent	37
b - Calcul de la vitesse de raccourcissement musculaire	39
c - Calcul de la force musculaire	39
d - Individualisation des calculs : I, a, b	40
 B - PROTOCOLES	
1. EPREUVES DE FATIGUE	42
2. PROTOCOLES EXPERIMENTAUX	45
a - Expression des résultats de l'activité électro- myographique en unité-arbitraire : le kilo-statique seconde	45
b - Relation couple-angle	46
c - Relation compliance-force	46
d - Relation force-vitesse	47
3. APERCU SYNOPTIQUE DES PROTOCOLES	48
 C - CARACTÉRISTIQUES DES SUJETS	49

## A - TECHNIQUES

### 1) DISPOSITIF EXPERIMENTAL

#### a - Dispositif ergométrique (Fig. 10 et 11)

C'est sur un dispositif ergométrique mis au point par *CNOCKAERT* (1968) et modifié par *PERTUZON* (1972) que nous étudierons les mouvements.

#### - Le bâti (Fig. 10 n° 11)

Il est formé par deux colonnes verticales scellées au sol et reliées entre elles par deux entretoises horizontales. En plus, deux étuis obliques assurent au bâti une grande stabilité, réduisant ainsi les vibrations survenant lors des mouvements anisométriques volontaires à grande vitesse.

#### - L'équipage mobile (Fig. 10 n° 1, fig. 11)

Il est réalisé en deux parties tournant autour d'un axe vertical et dont l'angle est réglable (Fig. 11 n° 2).

\* La partie supérieure reçoit l'avant-bras dans une attelle en altuglas moulé (Fig. 11 n° 1). Cette attelle pose sur des étriers réglables permettant une mobilité attelle-avant-bras (Fig. 11 n° 8).

Sous le support des étriers est fixé un accéléromètre tangentiel à une distance de 20 cm de l'axe de rotation de l'équipage mobile (Fig. 11 n° 7).

\* La partie inférieure est constituée d'une tige cylindrique (Fig. 11 n° 2) supportant un levier métallique (Fig. 11 n° 5) sur lequel on peut fixer des masses additionnelles de valeurs connues (Fig. 11 n° 4). C'est ce levier, muni ou non de masse, qui viendra buter contre un piston freinateur (Fig. 10 n° 12), lors des mouvements anisométriques volontaires. Une poulie en aluminium graduée (Fig. 11 n° 3) permet un repérage précis de la position de l'articulation du coude ; elle permet notamment la mise à zéro (position de référence stable) lorsque le bras est en extension.

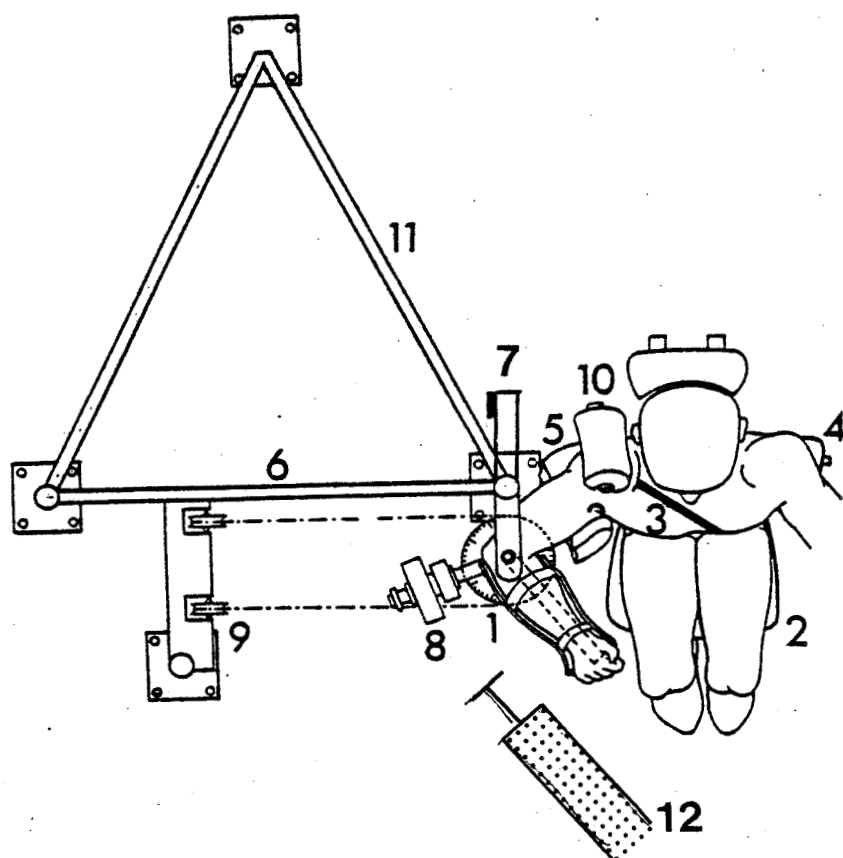


Fig. 10 - Le dispositif expérimental. Vue de dessus (légende dans le texte)

d'après PERTUZON (1972)

D'autre part, sur le levier cylindrique (*Fig. 11 n° 5*) peut se visser une plaque permettant, quand il n'y a pas de masses additionnelles, d'utiliser un électro-aimant (*Fig. 10 n° 7*) nécessaire dans la technique du quick-release ou pour faire des contractions isométriques.

Enfin, un goniomètre potentiométrique est situé sur l'axe de rotation de cet ensemble mobile (*Fig. 11 n° 6*).

#### b - Dispositifs annexes

Ces dispositifs permettent tous les types de mouvements désirés dans un plan horizontal.

##### - *Contractions isométriques volontaires (contre masses additionnelles)*

La poulie d'aluminium, de dix centimètres de rayon, est munie d'une gorge (*Fig. 11 n° 3*). En outre, elle est solidaire de l'axe de rotation de l'attelle. Grâce à un système de rappel avec poulie et masses additionnelles, le sujet peut développer un couple de force connu en travail isométrique à l'angle désiré. Ce dispositif a été utilisé pour déterminer les kilos-statiques-seconde pour chaque sujet (voir plus loin).

##### - *Contractions anisométriques volontaires*

1°) C'est le système cité ci-dessus qui a servi à l'épreuve de fatigue. L'expérimentation mobilise lui-même le système attelle-avant-bras (*Fig. 11 n° 8*) en flexion quand le sujet doit faire un mouvement en excentrique ou freine le retour à l'origine du système quand le sujet a exécuté un mouvement en concentrique.

2°) Pour étudier la relation force-vitesse, nous avons fait exécuter des mouvements à vide ou contre-inerties, le plus rapidement possible. Pour ce faire, nous pouvons fixer des masses additionnelles connues ( $M_1, M_3, M_5, M_{10}$ ) (*Fig. 11 n° 4*) à 317 m de l'axe de rotation sur le levier horizontal (*Fig. 11 n° 5*). Les masses viennent, en final de mouvement, en butée contre un

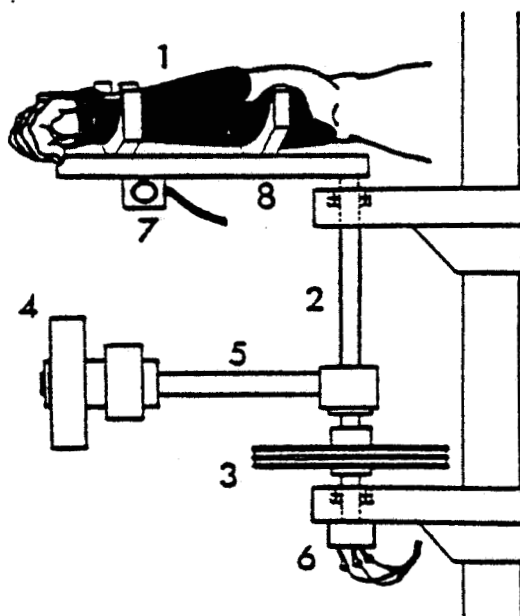


Fig. 11 - L'équipement mobile. Vue de profil (légende dans le texte)

d'après PERTUZON (1972)



piston amortisseur (*Fig. 10 n° 12*) placé en fin de course du levier horizontal. Ce piston situé en regard du siège est important car il remplit un double rôle : il permet de ralentir et d'arrêter le mouvement en contraction maximale à l'angle désiré ( $120^\circ$ ). Cet arrêt en souplesse ne traumatise pas le sujet qui peut maintenir une contraction maximale sans réflexe freinateur.

- *Mouvements déclenchés ou de quick-release (Q.R.)*

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

Sur la tige d'acier (*Fig. 11 n° 5*) est vissée une plaque. Celle-ci est en regard d'un électro-aimant qui a une force réglable. Elle est rendue solidaire du bâti par une tige rigide.

La force mesurée par le capteur (*Fig. 10 n° 7*), monté avec l'électro-aimant, peut être contrôlée sur un galvanomètre par le sujet et l'expérimentateur. Ce dernier a, en sa possession, un boîtier mobile coupe-circuit qui, lorsqu'il est utilisé, libère l'entrefer de l'électro-aimant occasionnant ainsi le mouvement involontaire (Quick-Release).

- *Contractions isométriques volontaires (contre électro-aimant)*

C'est le système décrit ci-dessus qui a servi à établir la relation couple-angle : la liaison entrefer-électro-aimant étant maintenue. Le choix des angles est fait sur la poulie en aluminium (*Fig. 11 n° 3*).

c - Le siège

Il permet d'immobiliser le sujet, celui-ci ayant en plus le bras à l'horizontale, l'avant-bras sanglé dans l'attelle (*Fig. 10*).

Le siège est un fauteuil métallique réglable dans tous les sens grâce à une structure coulissante. Il est scellé au sol (*Fig. 10 n° 2*). Le sujet est maintenu fermement grâce à une ceinture de type "sécurité" (*Fig. 10 n° 3*).

Tronc et épaules sont donc immobiles. De plus, pour parfaire l'immobilité de l'épaule droite (côté expérimenté), celle-ci est maintenue contre un support (*Fig. 10 n° 5*) par une butée (*Fig. 10 n° 10*). Le tronc et le côté gauche du sujet sont également maintenus (*Fig. 10 n° 4*).

Ce siège permet donc une fixation stricte des postures. Ceci devrait permettre une bonne reproductibilité des mouvements (*LIND et al, 1978*).

## 2) RECUEIL DES DONNEES MECANQUES ET ELECTROMYOGRAPHIQUES

### a - Mesure du couple ( $C$ en Newton \* mètre)

La mesure du couple isométrique développé par le sujet est faite grâce à un capteur. Celui-ci est placé en série avec l'électro-aimant.

### b - Mesure du déplacement ( $\theta$ en degrés ou en radians)

Un potentiomètre goniométrique (*Fig. 11 n° 6 et fig. 12 n° 1*), placé sur l'axe de rotation de l'ensemble mobile, permet de détecter le déplacement et les positions angulaires. C'est un potentiomètre MCB-Veritable ALTER type H.33. Ces positions sont mesurées à partir de l'extension complète du coude ( $\theta = 0^\circ$ ). La tension électrique du potentiomètre varie proportionnellement à l'angle de rotation du coude c'est-à-dire au déplacement angulaire de l'avant-bras.

Par ailleurs, ce signal est dérivé, ce qui permet de nous donner la vitesse angulaire ( $\theta'$  en radian par seconde). Toutefois, ce signal ( $\theta'$ ) n'a pas été enregistré. Le calcul de  $\theta'$  s'est fait directement à partir du tracé de  $\theta$ , échantillonné toutes les huit millisecondes grâce à un mini-ordinateur (P.D.P. 11).

### c - Mesure de l'accélération ( $\theta''$ en rad \* sec<sup>-2</sup>)

L'accélération angulaire ( $\theta''$ ) est obtenue grâce à un capteur situé sous le support de l'attelle à .20 m de l'axe de rotation (*Fig. 11 n° 7*). Après amplification, le signal est enregistré.

L'accéléromètre est tangentiel monoaxial ACB à variation de mutuelle inductance.

d - Détection, amplification et quantification de l'activité électromyographique (E.M.G.)

Nous avons choisi une technique non-invasive à l'aide d'électrodes dites de surface recueillant l'activité électrique globale du muscle. C'est une technique confortable pour des sujets qui auront à subir des épreuves de fatigue assez éprouvantes, proches des caractéristiques de séances de musculation. BOUISSET et MATON (1972), MATON (1975) ont montré que l'activité recueillie à la surface était représentative de l'activité des fibres sous-jacentes et même de l'ensemble des fibres impliquées dans l'activité considérée.

Le recueil de l'activité électrique du biceps brachii, du brachioradialis et du triceps brachii s'est fait grâce à des électrodes de surface BECKMAN (détection bipolaire). Celles-ci étaient disposées :

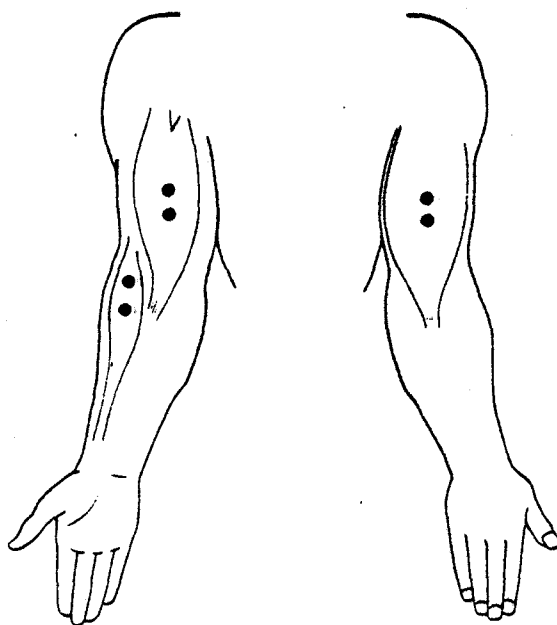
- . sur le corps charnu du biceps ;
- . sur la longue portion du triceps qui est, selon TRAVILL (1962), toujours active ;
- . sur le brachioradialis près de son insertion humérale (Fig. 12).

Les électrodes étaient orientées longitudinalement par rapport à l'axe du muscle. Situées ainsi, elles permettent d'enregistrer 135 % du signal détecté transversalement (MØLLER, 1966).

Les électrodes BECKMAN, fixées à environ trois centimètres l'une de l'autre, sont des pastilles d'argent chloruré.

Le recueil des activités électriques a été possible grâce au gel électrolytique mis sur l'électrode, grâce à des résistances inter-électrodes faibles (entre 0.3 et 5 K $\Omega$ ) car la peau du sujet a été préalablement poncée et dégraissée avec un mélange éther-alcool.

Enfin, le sujet est relié à la terre par une électrode fixée au poignet gauche et garnie de gel électrolytique.



*Fig. 12 - Localisation des électrodes de surface pour la détection de l'activité EMG du B.B., B.R. et T.B.*

L'activité électrique musculaire recueillie par les électrodes (*Fig. 13 n° 1*) est dirigée vers l'entrée d'un préamplificateur (*Fig. 13 n° 2*) dont l'impédance d'entrée est très importante ( $10\text{ M } \Omega$ ). Ce préamplificateur de gain 1 est suivi d'un filtre (*Fig. 13 n° 3*) qui élimine les basses fréquences. Les signaux sont ensuite amplifiés (*Fig. 13 n° 4*) et intégrés

(Fig. 13 n° 6). La diode (Fig. 13 n° 5) permet de redresser le signal afin de quantifier les EMG de surface. Il existe de plus un convertisseur analogique-numérique (Fig. 13 n° 7).

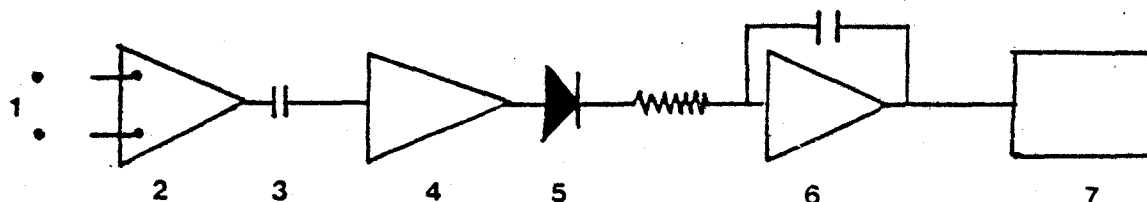


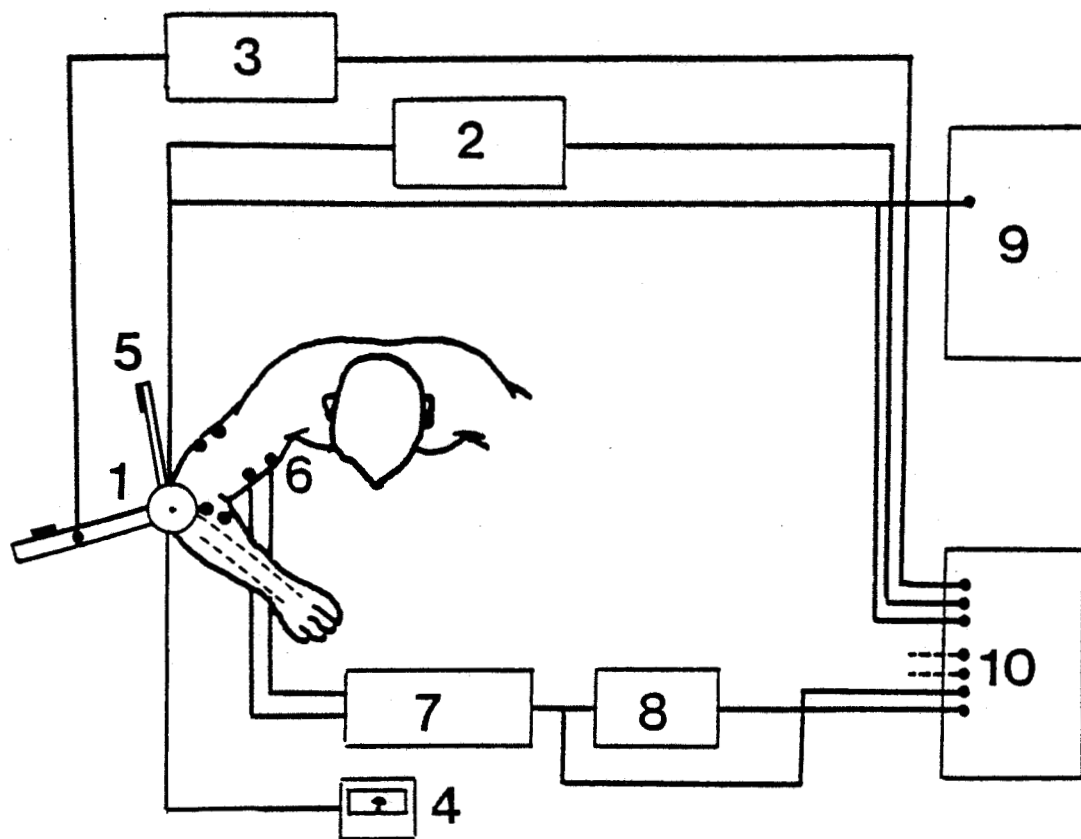
Fig. 13 - Système d'enregistrement EMG

L'activité électromyographique a été quantifiée grâce à une intégration du signal. Seuls les EMG du biceps et du brachioradialis ont été intégrés. Le triceps ne l'a pas été car il ne nous servait qu'à valider l'activité des deux fléchisseurs. C'est une intégration réalisée à l'aide d'un amplificateur mis en contre-réaction par un condensateur délivrant une impulsion pour un niveau prédéterminé de sa charge. Ces impulsions appelées "pips" (Q) sont comptabilisables par unité et par dizaine. C'est le nombre de pips qui nous sert à quantifier les EMG.

#### e - Enregistrement des données mécaniques et électromyographiques

C'est sur un enregistreur de type MINGOGRAPH 800, 8 pistes, que les enregistrements ont été effectués. C'est un appareil à jet d'encre et à vitesse de défilement de papier réglable ( $2,5 \text{ mm sec}^{-1}$  à  $1 \text{ m sec}^{-1}$ ). Nous avons choisi la vitesse de  $250 \text{ mm sec}^{-1}$  pour les mouvements dynamiques de notre expérimentation et  $100 \text{ mm sec}^{-1}$  pour les contractions isométriques.

La figure 14 donne un aperçu du dispositif général des chaînes de mesure et d'enregistrement.



*Fig. 14 - Chaînes de mesure et d'enregistrement*

- 1 - Goniomètre pour déplacement  $\theta$
- 2 - Circuit de calcul de la vitesse angulaire  $\theta'$
- 3 - Mesure de l'accélération angulaire  $\theta''$
- 4 - Galvanomètre de contrôle de la force isométrique
- 5 - Capteur de force
- 6 - Electrodes d'enregistrement des EMG (exemples B.B.)
- 7 - Amplification des signaux EMG
- 8 - Intégration de l'EMG
- 9 - Oscilloscope pour contrôle du mouvement
- 10 - Enregistrement graphique.

### 3) VARIABLES CALCULEES

Nous avons évoqué la complexité musculaire de l'articulation du coude et de sa flexion : cinq muscles y participent. Mécaniquement parlant, il n'est pas possible de déterminer la part respective de chaque muscle dans la mesure de la force externe.

De ce fait, *PERTUZON (1972)* puis *BOUISSET (1973)* ont introduit la notion de "Fléchisseur équivalent". Ce fléchisseur fictif a les dimensions du biceps brachii. *GOUBEL (1974)* partant de la notion de fléchisseur équivalent et voulant interpréter ses résultats en termes de muscle vrai nous précise que "les relations mises en évidence ici sur un muscle équivalent permettent d'apprécier convenablement le comportement mécanique du système musculaire impliqué dans l'acte moteur naturel considéré. La notion de muscle équivalent s'avère donc "opérationnelle".

Ainsi, nous avons pu, à partir des variables mécaniques du mouvement, calculer les variables du muscle fléchisseur équivalent. C'est en partant des travaux de *PERTUZON (1972)* sur les dimensions du fléchisseur équivalent dans la contraction anisométrique et isométrique que nous avons pu déterminer la longueur du muscle, la force musculaire et la vitesse de raccourcissement (*Fig. 15 et 16*).

#### a - Calcul de la longueur du fléchisseur équivalent (l en mètre)

La longueur du muscle s'écrit :

$$AB = l = \sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos \theta} \quad (\text{Fig. 15 et 16})$$

où  $a = CB$  et représente la distance entre l'axe du coude et l'insertion du biceps sur l'avant-bras

$b = AC$  et représente la distance entre l'axe du coude et l'insertion du biceps sur l'épaule

$\theta$  est l'angle du coude.

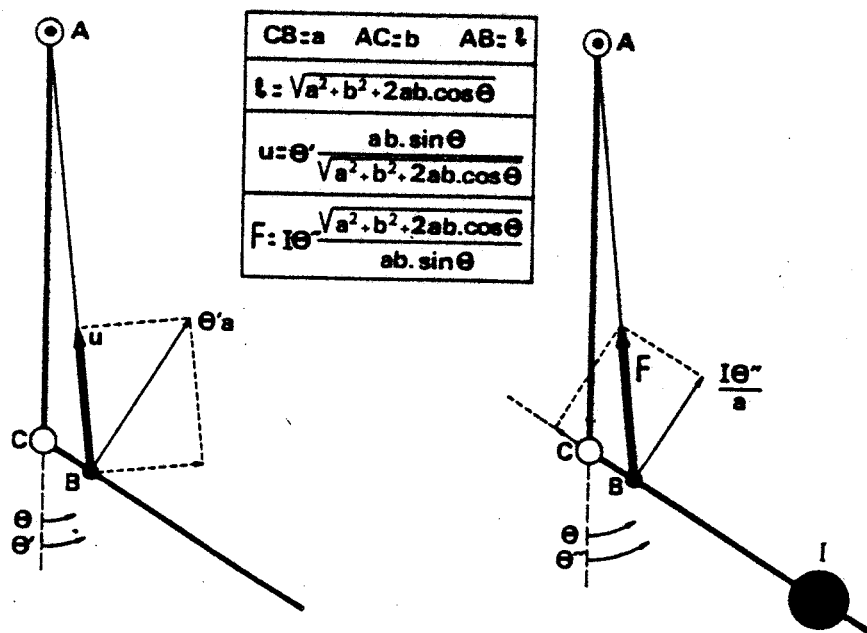


Fig. 15 - Schémas de calcul de la longueur, de la vitesse et de la force du fléchisseur équivalent en contraction anisométrique.

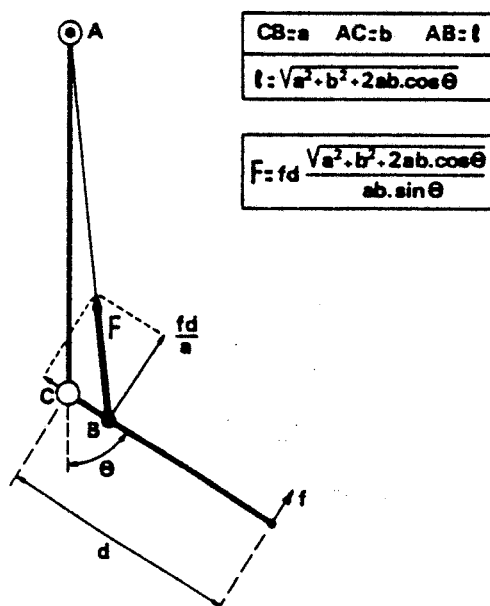


Fig. 16 - Schéma de calcul de la longueur et de la force du fléchisseur équivalent en contraction isométrique.



b - Calcul de la vitesse de raccourcissement musculaire  
(V en m sec<sup>-1</sup>)

La vitesse de raccourcissement musculaire "V" est obtenue à partir de la vitesse angulaire  $\theta'$ .

$$V = \theta' \frac{ab \sin \theta}{\sqrt{a^2 + b^2 + 2ab \cos \theta}} = \theta' ab \frac{\sin \theta}{l} \quad (\text{Fig. 15})$$

c - Calcul de la force musculaire (F en Newtons)

- En contraction isométrique, la force (F) est calculée à partir du couple :

$$C = f.d.$$

où f est la force développée

et d la distance entre l'axe du coude et le point d'application de la force

Ainsi :

$$F = C \frac{l}{a.b.\sin \theta} \quad (\text{Fig. 16})$$

- En contraction anisométrique, la force (F) est calculée à partir de l'accélération angulaire ( $\theta''$ ).

$$\text{Sachant que } C = I\theta'' : F = I.\theta'' \frac{l}{a.b.\sin \theta} \quad (\text{Fig. 15})$$

où I est l'inertie de l'ensemble appareillage à vide, avant-bras et main du sujet et masses additionnelles quand il y a lieu.

d - Individualisation des calculs : I, a, b

- Inerties

L'inergie de l'appareillage a été calculée par la méthode d'oscillation (GERBEAUX et al, 1982) :

$$I = \frac{KT^2}{4\pi^2}$$

où I est le moment d'inertie en m<sup>2</sup>.kg

T est la période en secondes

K est le coefficient d'élasticité des ressorts.

Par cette méthode, nous avons pu obtenir les inerties de l'appareillage à vide, muni de ses masses additionnelles ainsi que celles de l'appareillage avec l'entrefer (pour le travail en Quick-Release) (Tableau V).

$I_{\text{appareil à vide}}$	=	0.0768 m <sup>2</sup> .kg
$I_{\text{appareil + entrefer}}$	=	0.1061 m <sup>2</sup> .kg
$I_{M_1}$	=	0.2036 m <sup>2</sup> .kg
$I_{M_3}$	=	0.4081 m <sup>2</sup> .kg
$I_{M_5}$	=	0.6117 m <sup>2</sup> .kg
$I_{M_{10}}$	=	1.1194 m <sup>2</sup> .kg

Tableau V - Valeurs des inerties utilisées lors des expérimentations

Par contre, l'inertie de l'avant-bras des sujets a été calculée à partir de la formule proposée par CNOCKAERT (1976).

$$I = 44 \times 10^{-4} \times M_c \times L_{\text{avant-bras}}^2$$

où  $M_c$  est la masse corporelle du sujet

$L_{\text{avant-bras}}$  est la longueur de l'avant-bras mesurée entre le bord inférieur de l'épicondyle externe de l'humérus et l'extrémité du médius de la main tendue, le bras et l'avant-bras étant dans le prolongement l'un de l'autre.

Nous avons opté pour ce mode de calcul pour des raisons de facilité et de rapidité d'utilisation. En outre, la part relative de cette donnée dans nos calculs est peu importante.

- Valeurs individualisées de a et b

a et b ont été calculés selon la méthode de PERTUZON et BOUISSET (1971). En mesurant la distance de l'avant-bras entre l'axe épitrochlée-épicondyle et l'apophyse styloïde radiale, nous obtenons une valeur propre à chaque sujet : d.

Ainsi, nous avons les relations :

$$a = .18 d$$

$$b = 1,17 d$$

## B - PROTOCOLES

### 1) EPREUVES DE FATIGUE

Quand un muscle n'arrive plus à maintenir une charge de travail requise, il est fatigué. Cette notion de charge de travail liée à la notion de capacité de travail local est importante pour nous. C'est en effet sur celle-ci que nous fonderons nos épreuves de fatigue.

*SCHERRER* et *MONOD* (1960) en ont déterminé les composantes : le travail limite (T) et le temps limite (t) selon la relation :

$$T_{\text{lim}} = a + b t_{\text{lim}}$$

Le seuil d'épuisement local est alors compris comme le moment où le travail initial à puissance connue ne peut plus être maintenu. Le facteur "a" de la relation décrit les réserves du muscle et le facteur "b" est l'expression du taux maximum de reconstitution du potentiel énergétique de la contraction musculaire.

Les épreuves de fatigue que nous avons utilisées devaient reproduire, le plus fidèlement possible, des séances de musculation sportive afin de répondre à la finalité de notre travail. Ainsi, nous avons préféré les contractions maximales volontaires aux techniques de stimulation du nerf (*DUCHATEAU*, 1981) car ces dernières occultent la motivation des sujets. Ceci est un facteur important lorsque l'on veut obtenir des fatigues musculaires locales proches de la réalité sportive (*HISLOP*, 1963 ; *JOHNSON et NELSON*, 1967). De plus, une fatigue par stimulation est obtenue plus rapidement qu'une fatigue par contraction volontaire (*NAESS et STORM-MATHISEN*, 1955 ; *MARSDEN et al*, 1983).

Les sujets -cinq étudiants de l'U.E.R. E.P.S. de Lille- étaient habitués à l'effort physique et surtout à ses paramètres psychologiques comme la douleur.

Ainsi, pour obtenir une fatigue à long terme -après au moins une heure de travail- nous avons demandé aux sujets de déterminer la charge maximale qu'il pouvait maintenir (travail isométrique) ou déplacer (travail anisométrique). Nous avons fait travailler les sujets avec des charges représentant 90 % de la charge maximale, soit 90 % de la contraction maximale volontaire initiale (C.M.V<sub>i</sub>). Pourtant, lors de l'épreuve en isométrie, il nous a fallu prendre garde à la baisse du niveau de force initial. Nous avons dû imposer un niveau de charge en dessous duquel le sujet ne devait pas descendre (75 % de la C.M.V<sub>i</sub>). Dans les épreuves en anisométrie, le problème du respect du protocole ne se posait pas : le sujet ne pouvait pas "tricher" quand son niveau de force baissait : il réalisait ou non le travail demandé.

Toutefois, il faut bien admettre que ces contractions submaximales deviennent, après de nombreuses répétitions, des contractions maximales volontaires pour respecter le niveau de force exigé.

Dès la charge déterminée, nous avons demandé aux sujets de faire des répétitions à satiété de séries de dix contractions. Ces contractions de trois secondes étaient suivies d'un repos de trois secondes. Entre chaque série de dix contractions, un repos d'une minute était accordé. Cependant, le repos entre les séries était proportionnel au temps de travail dans une série, selon le tableau suivant :

Nombre de répétitions dans une série	Temps de récupération entre chaque série
10	60 sec
9	54 sec
8	48 sec
7	42 sec
6	36 sec
5	30 sec
4	24 sec

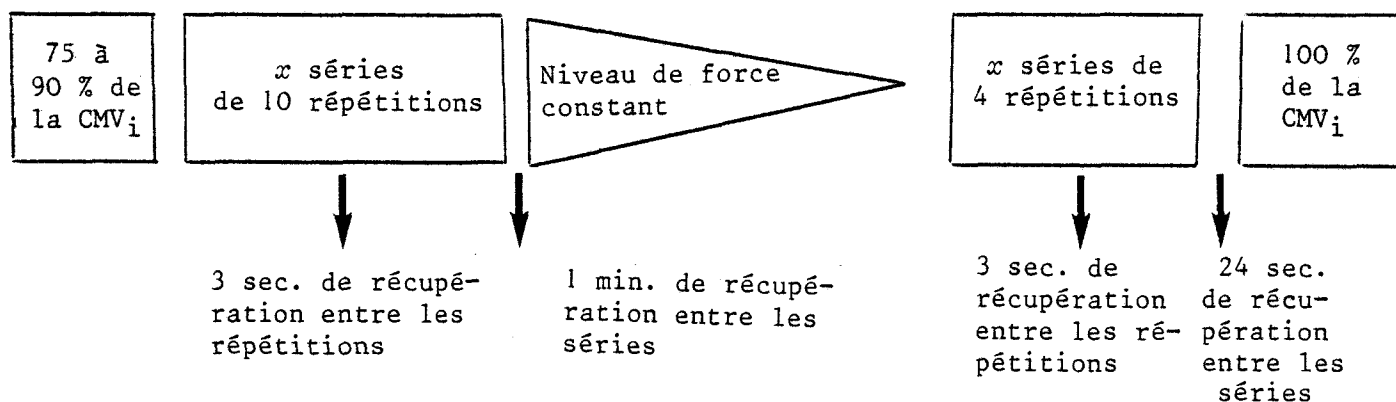
Tableau VI - Temps de récupération entre chaque série, selon le nombre de répétitions de la série

Quand les sujets n'étaient plus capables de faire une série convenable de dix contractions, ils passaient à neuf, puis huit etc... jusqu'à ce qu'ils soient incapables de répéter quatre contractions. Dès lors, les sujets étaient déclarés fatigués : à titre d'illustration, il a fallu en moyenne 327 contractions en isométrie ( $\delta$  64), 190 contractions en concentrique ( $\delta$  59) et 134 contractions en excentrique ( $\delta$  27) pour dire que les sujets soient fatigués. Les différences enregistrées entre les régimes sont significatives à 0.01 (test de Kruskal et Wallis).

L'angle de travail en isométrie était de  $75^\circ$ . Les angles balayés en travail anisométrique étaient compris entre  $45^\circ$  et  $105^\circ$  afin d'échapper aux angles pour lesquels le démarrage du travail musculaire est difficile voire impossible avec la fatigue.

Enfin, signalons que le sujet ne fournissait pas de travail en aller-retour mais seulement un travail en régime concentrique ou excentrique selon l'épreuve de fatigue : le retour à l'angle de départ étant assuré par l'expérimentateur.

Pour "visualiser" l'épreuve de fatigue, quel que soit le régime, nous pouvons l'illustrer par le schéma suivant :



*Aperçu synoptique de l'épreuve de fatigue*

## 2) PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

Les sujets ont tous subi un apprentissage préalable des protocoles utilisés. Nous avons pensé en effet que la connaissance exacte du geste à fournir n'entacherait pas nos résultats mais qu'au contraire, elle était un élément important de standardisation de nos relevés.

Les protocoles expérimentaux nous ont permis d'étudier la relation couple-angle, la relation compliance-force, la relation force-vitesse ainsi que des données électromyographiques. Ces protocoles ont été menés un jour avant l'épreuve de fatigue (J-1), juste après l'épreuve de fatigue (J<sub>0</sub>), un et deux jours après cette épreuve (J+1 et J+2).

### a - Expression des résultats de l'activité électro-myographique en unité arbitraire : le kilo-statique-seconde

Pour nous permettre une comparaison entre les cinq sujets et une comparaison entre les différentes séries, il nous a fallu normaliser nos résultats afin de limiter l'influence des variations de recueils (TARDIEU *et al.*, 1963).

Ainsi, avant toute expérimentation (J-1, J<sub>0</sub>, J+1, J+2) et après l'épreuve de fatigue (J<sub>0</sub>), nous avons demandé aux sujets de maintenir un couple à 75° en isométrie. Les valeurs des masses étaient les suivantes :

0	5	10	15	20	25	30 kg
0	4,90	9,81	14,71	19,62	24,52	29,43 Nm

Les voies de détection et d'amplification du signal électromyographique du B.B. et du B.R. étant équilibrées, nous avons cependant dû quelquefois utiliser des indices de pondération (QBB/QBR).

Après avoir calculé la droite de régression entre les couples et le nombre de pips/seconde, nous avons pu en déduire la quantité d'EMG statique par kilogramme et par seconde. Cette unité est appelée kilo-statique-seconde (BOUISSET *et al*, 1963). Elle a été spécifique à chaque sujet, à chaque régime de fatigue et à chaque jour du protocole général.

#### b - Relation couple-angle

La liaison électro-aimant-entrefer étant établie, nous avons demandé aux sujets une contraction isométrique maximale la plus rapide possible. Ces efforts ont été faits à différents angles de flexion du coude : 30, 45, 60, 75, 90, 105 et 120° et visualisables sur un oscilloscope.

Un temps de repos a été aménagé entre chaque effort. La vitesse de déroulement du papier était de 100 mm sec<sup>-1</sup>.

*Consignes* : "Faire l'effort le plus important possible et le plus rapidement possible".

#### c - Relation compliance-force

La technique utilisée pour établir cette relation est celle du quick-release (GOUBEL *et PERTUZON*, 1973). Il s'agit de faire développer aux sujets une contraction isométrique. Lors de la phase de maintien du couple statique, l'expérimentateur libère l'avant-bras du sujet produisant ainsi une flexion involontaire du membre.

Un angle a été exploré (75°). C'est celui de la position d'équilibre de l'articulation du coude (PERTUZON *et LESTIENNE*, 1973) en même temps que celui du travail isométrique dans notre épreuve de fatigue.

Nous avons demandé aux sujets d'établir un couple maximal. Ce couple, visualisable sur un oscilloscope, a été organisé en huitième afin de faire développer aux sujets des couples de force croissant de C<sub>1</sub> à C<sub>8</sub> (ou C<sub>max</sub>). Ces couples étant atteints, la liaison électro-aimant-entrefer est



coupée par l'expérimentateur libérant ainsi l'avant-bras du sujet.

Trois répétitions ont été demandées à chaque couple. Des temps de récupération ont été aménagés entre chaque série et chaque répétition.

La vitesse de déroulement du papier enregistreur était de 250 mm sec<sup>-1</sup>.

*Consignes* : "laisser aller dès que l'avant-bras est libéré".

#### d - Relation force-vitesse

C'est la technique décrite par PERTUZON (1972) qui nous a servi à obtenir les valeurs instantanées de la force musculaire et de la vitesse de raccourcissement musculaire.

L'angle de départ du mouvement de flexion est de 30°. L'amortisseur (Fig. 10 n° 12) est situé de telle sorte que l'angle d'arrivée du mouvement soit de 120°. Les sujets exécutent trois mouvements de flexion (un seul sera retenu), le plus rapidement possible, contre des inerties différentes (I<sub>0</sub>, I<sub>1</sub>, I<sub>3</sub>, I<sub>5</sub> et I<sub>10</sub>). Un repos est accordé entre chaque contraction afin d'éviter les problèmes de fatigue.

Le papier enregistreur défilait à 250 mm sec<sup>-1</sup>.

Le réglage et l'étalonnage de l'accélération ont été différenciés en fonction des inerties.

*Consignes* : "Dès le signal de départ aller frapper, le plus rapidement possible et le plus fort possible, le butoir quelle que soit la masse additionnelle (M<sub>0</sub>, 1, 3, 5, 10) déterminant l'inertie additionnelle. Vouloir enfoncer le butoir".

### 3) APERCU SYNOPTIQUE DES PROTOCOLES

En définitive, nous pouvons résumer les protocoles expérimentaux pour un sujet selon le tableau ci-dessous.

Pour un sujet, cette suite est menée pour les trois régimes musculaires qui ont servi à l'épreuve de fatigue, soit trois régimes x quatre séries expérimentales de J-1 à J+2.

L'ordre chronologique de ces suites a été le suivant : fatigue en isométrique, fatigue concentrique et fatigue excentrique.

Pour un sujet, le repos entre les trois suites a été de cinq à six semaines. Ce repos a permis un désentraînement -si l'on peut parler d'entraînement pour une séance de fatigue- facilitant l'étude des autres régimes de fatigue en toute quiétude. *HAKKINEN* et *KOMI (1983)* estiment en effet qu'après une période de huit semaines de repos, les effets positifs de trois entraînements durant seize semaines ne se font plus sentir.

J - 1		J <sub>0</sub>	J + 1	J + 2
<ul style="list-style-type: none"> <li>. Kilo-statique-seconde</li> <li>. Compliance-force</li> <li>. Force vitesse</li> <li>. Couple-angle</li> </ul>	Kilo-statique-seconde Epreuve de fatigue isométrique, concentrique, excentrique	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Kilo-statique seconde</li> <li>. Compliance-force</li> <li>. Force-vitesse</li> <li>. Couple-angle</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Kilo-statique-seconde</li> <li>. Compliance-force</li> <li>. Force-vitesse</li> <li>. Couple-angle</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Kilo-statique-seconde</li> <li>. Compliance-force</li> <li>. Force-vitesse</li> <li>. Couple-angle</li> </ul>

APERCU GENERAL DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

C - CARACTÉRISTIQUES DES SUJETS

	F.M.	T.C.	F.H.	Y.S.	F.L.
Taille (cm)	184	171	178	179	174
Poids (kg)	78.50	65.00	70.00	68.00	69.50
Longueur avant-bras (m)	.281	.250	.247	.264	.245
Longueur avant-bras/main (m)	.470	.449	.440	.440	.435
Inertie avant-bras (m <sup>2</sup> kg)	.0765	.0578	.0598	.0581	.0580
I <sub>0</sub>	.1533	.1346	.1366	.1349	.1348
I <sub>1</sub>	.2800	.2614	.2634	.2617	.2616
I <sub>3</sub>	.4845	.4659	.4679	.4662	.4664
I <sub>5</sub>	.6882	.6695	.6715	.6698	.6697
I <sub>10</sub>	1.1959	1.1772	1.1792	1.1775	1.1774
I <sub>QR</sub>	.1826	.1639	.1659	.1642	.1641

Tableau VI - CARACTERISTIQUES DES SUJETS

Les cinq sujets sportifs ont été choisis dans une même tranche d'âge (23 à 28 ans).

Les inerties des avant-bras du sujet ont été calculées à l'aide de la méthode de CNOCKAERT (1976) augmentées de l'inertie de l'appareillage à vide ou muni des masses additionnelles.

CHAPITRE II  
FACTEURS DE LA COMMANDE MOTRICE

A - RELATION $EMG_I$ -COUPLE	50
1. ENREGISTREMENTS	50
2. RESULTATS	54
a - <i>Après fatigue isométrique</i>	54
b - <i>Après fatigue concentrique</i>	54
c - <i>Après fatigue excentrique</i>	54
3. DISCUSSION	54
B - EMG ET TEMPS DE RECRUTEMENT	63
C - DÉLAI ELECTROMÉCANIQUE (D.E.M.)	65
1. RESULTATS	65
2. DISCUSSION	66
D - VITESSE DE CONTRACTION	67
1. RESULTATS	67
2. DISCUSSION	69

## A - RELATION $EMG_i$ -COUPLE

Pour chaque sujet et chaque régime, la relation qui lie l'EMG intégré ( $EMG_i$ ) du B.B. et du B.R. ( $Q_{BB} + BR$ ) et le couple de flexion (C) a été étudiée. Les relevés ont été faits avant l'épreuve de fatigue (J-1), immédiatement après celle-ci ( $J_0$ ) ainsi que les deux jours suivants (J+1 et J+2).

Les résultats sont exprimés en unité arbitraire (u.a.) : le kilostatique-seconde et normalisés par rapport à la valeur de l' $EMG_i$  d'une contraction isométrique maximale faite à  $75^\circ$  à  $J_0$ . Nous avons choisi cette référence car c'était la seule qui garantissait une contraction proche du maximum par rapport à la valeur de l' $EMG_i$  d'une contraction isométrique pour un couple de 29.43 Nm à J-1.

### I - ENREGISTREMENTS

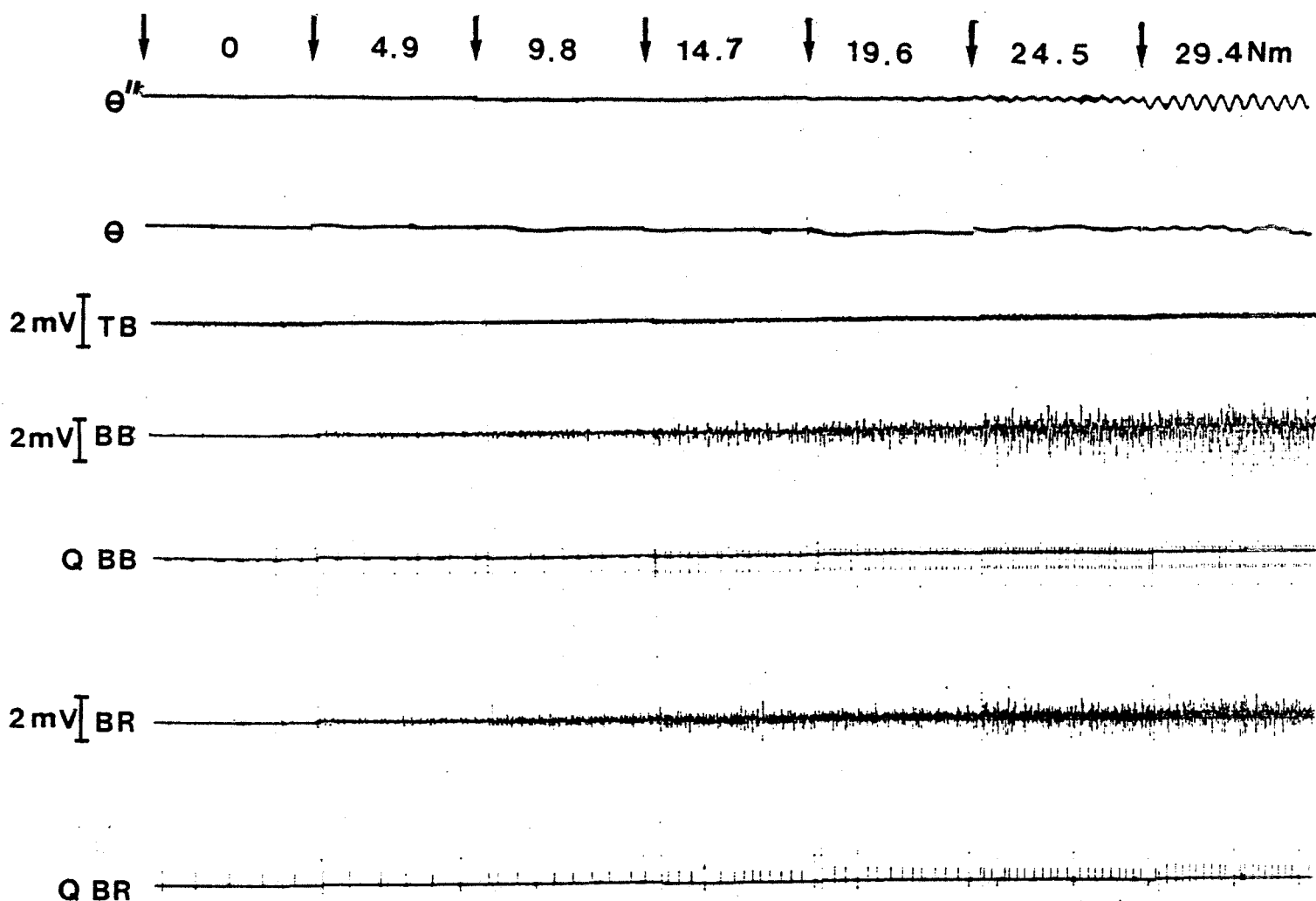
La *figure 17* montre un tracé de contractions isométriques volontaires de flexion lors de couples de 0, 4.90, 9.81, 14.71, 19.62, 24.52 et 29.43 Nm.

Sur ces enregistrements, figurent de haut en bas : le tracé de l'accélération ( $\theta''$ ), du déplacement ( $\theta$ ), de l'EMG du T.B., de l'EMG du B.B., de l' $EMG_i$  du B.B., de l'EMG du B.R. et de l' $EMG_i$  du B.R.

L'isométrie de la contraction est attestée par la valeur constante de  $\theta$ .

Nous pouvons voir que plus le couple est important, plus l'activité de l'EMG s'élève entraînant l'augmentation de l' $EMG_i$ .

La *figure 18* montre, par comparaison avec la *figure 17*, les modifications d'amplitude de l'EMG ainsi que de l' $EMG_i$ , après épreuve de fatigue.



*Fig. 17 - Contractions isométriques volontaires de flexion contre différents couples à J-1.*

$\theta''$  : accélération

$\theta$  : déplacement

T.B. : électromyogramme du T.B.

B.B. : électromyogramme du B.B.

Q.B.B. : intégration de l'activité électromyographique du B.B.

B.R. : électromyogramme du B.R.

Q.B.R. : intégration de l'activité électromyographique du B.R.

$\theta''$  et  $\theta$  n'ont pas été étalonnés car ils n'interviennent pas dans le calcul de la relation  $EMG_i$ -couple.

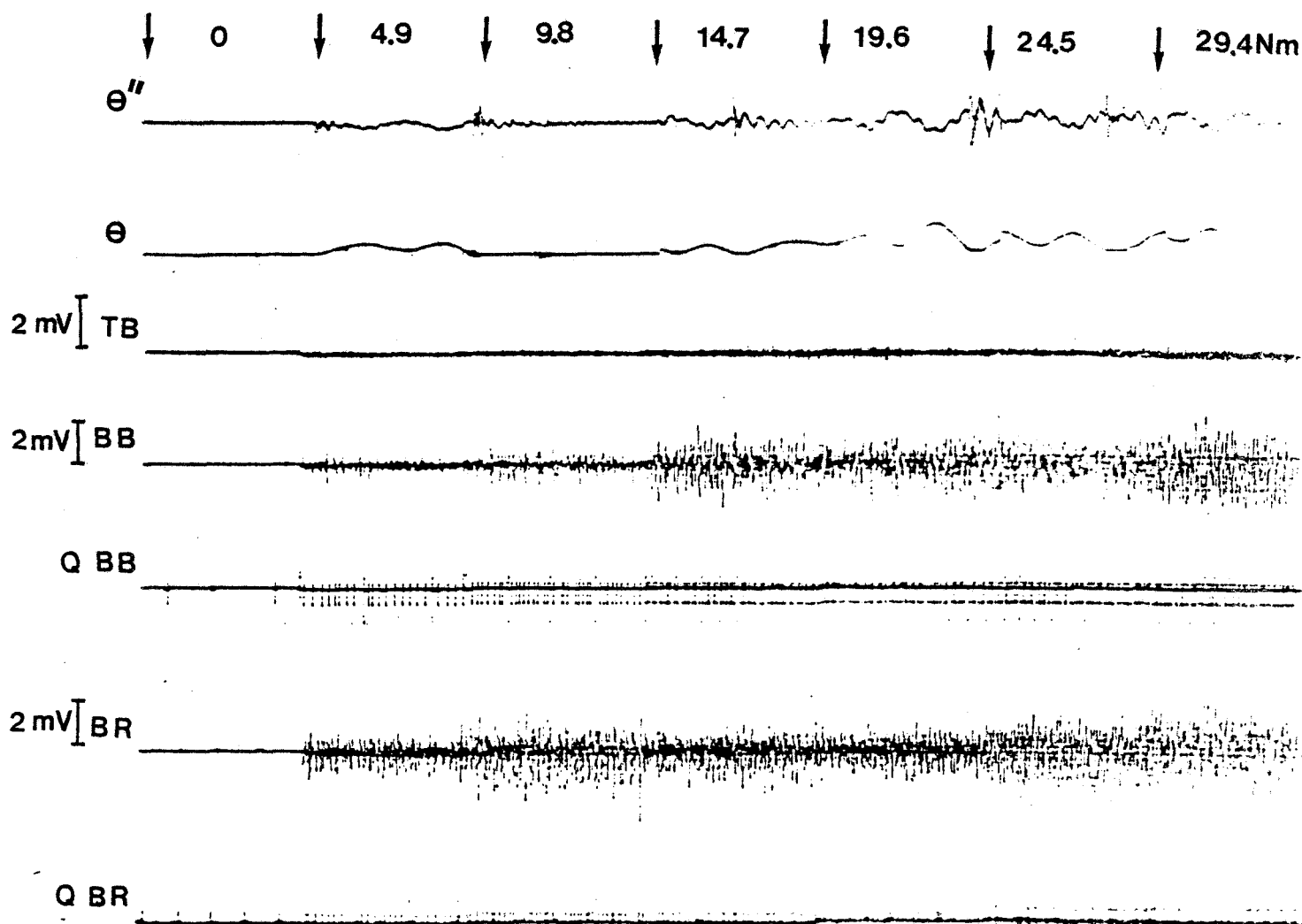


Fig. 18 - Contractions isométriques volontaires de flexion contre différents couples à  $J_0$ .

$\theta''$  : accélération

$\theta$  : déplacement

T.B. : électromyogramme du T.B.

B.B. : électromyogramme du B.B.

Q.B.B. : intégration de l'activité électromyographique du B.B.

B.R. : électromyogramme du B.R.

Q.B.R. : intégration de l'activité électromyographique du B.R.

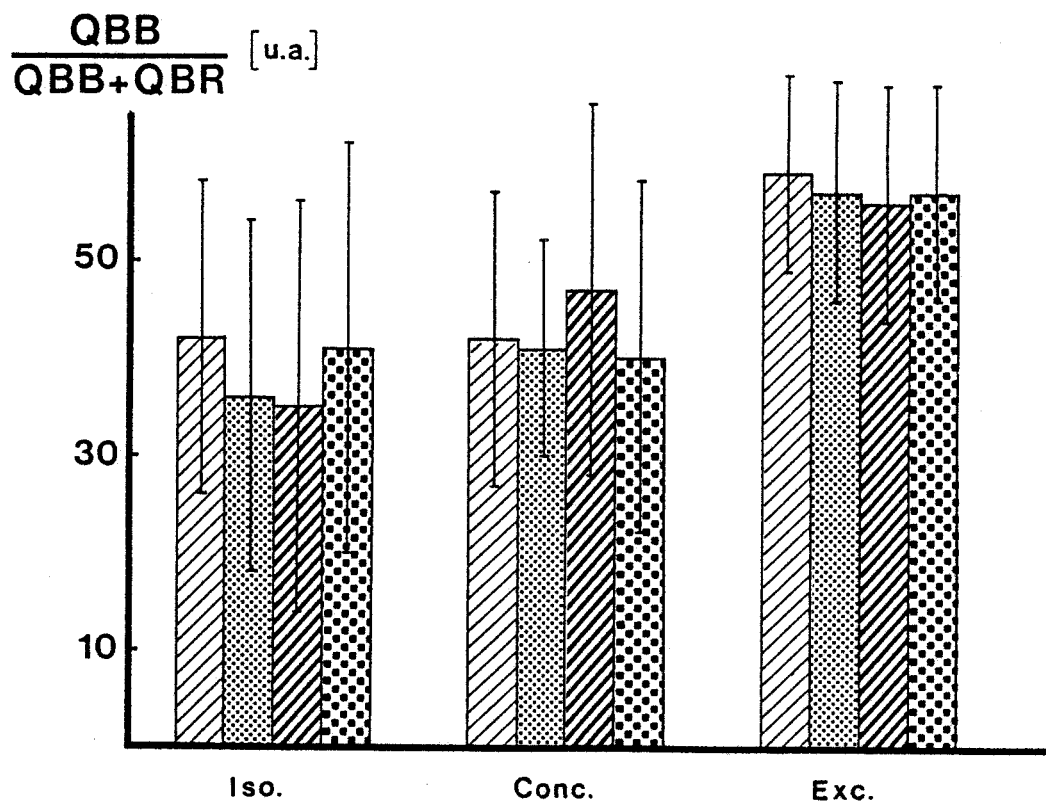
$\theta''$  et  $\theta$  n'ont pas été étalonnés car ils n'interviennent pas dans le calcul de la relation  $EMG_i$ -couple.



Par ailleurs, nous constatons que les tracés de l' $\theta''$  et du  $\theta$  varient par rapport à leur ligne de base, attestant la difficulté de rester en position fixe. Ce signe mécanique de l'état de fatigue est visible également sur les tracés électromyographiques (légère cocontraction de l'antagoniste).

La participation relative du B.B. et du BR ( $\frac{Q_{BB}}{Q_{BB}+Q_{BR}}$ ), lors des mouvements isométriques volontaires de flexion, a une variabilité dont les causes sont difficiles à analyser. Tous les cas de figures ont été remarqués, avant et après fatigue, chez les différents sujets.

Pendant les fluctuations aléatoires, des participations relatives ont tendance à se compenser quand on prend en compte les résultats généraux pour un sujet ou un régime. De fait, aucune différence statistiquement significative n'est décelée. Ce constat et l'emploi de la notion de fléchisseur équivalent nous a conduit à présenter les résultats généraux des cinq sujets ( $\frac{\bar{x} Q_{BB}}{\bar{x} Q_{BB} + Q_{BR}}$ ) selon les fatigues dans l'établissement de la relation EMG<sub>i</sub>-couple. Notons toutefois une légère tendance à la baisse de la participation relative du B.B. après fatigue (*Fig. 19*).



*Fig. 19* - Participation relative du B.B. lors de mouvements isométriques volontaires de flexion avant et après fatigue isométrique (iso), concentrique (conc) ou excentrique (ex) à J-1, J<sub>0</sub>, J+1, J+2, de la gauche vers la droite.

## II - RESULTATS

La relation entre l' $EMG_i$  (Q) et le couple (C) a été ajustée à quatre types de fonction (régression linéaire, fonctions puissance, logarithmique et exponentielle). C'est la régression linéaire qui s'ajuste le mieux aux résultats. Nous avons utilisé la comparaison de pente (t de Student) afin de vérifier la signification des différences entre J-1 et  $J_0$ , J-1 et J+1, J-1 et J+2.

Les résultats avant et après fatigue isométrique (*Fig. 20A*) montrent un retour lent à l'état initial avec des différences de moins en moins significatives (J-1 -  $J_0$ ,  $p < .01$  ; J-1 - J+1,  $p < .02$  ; J-1 - J+2 : N.S.).

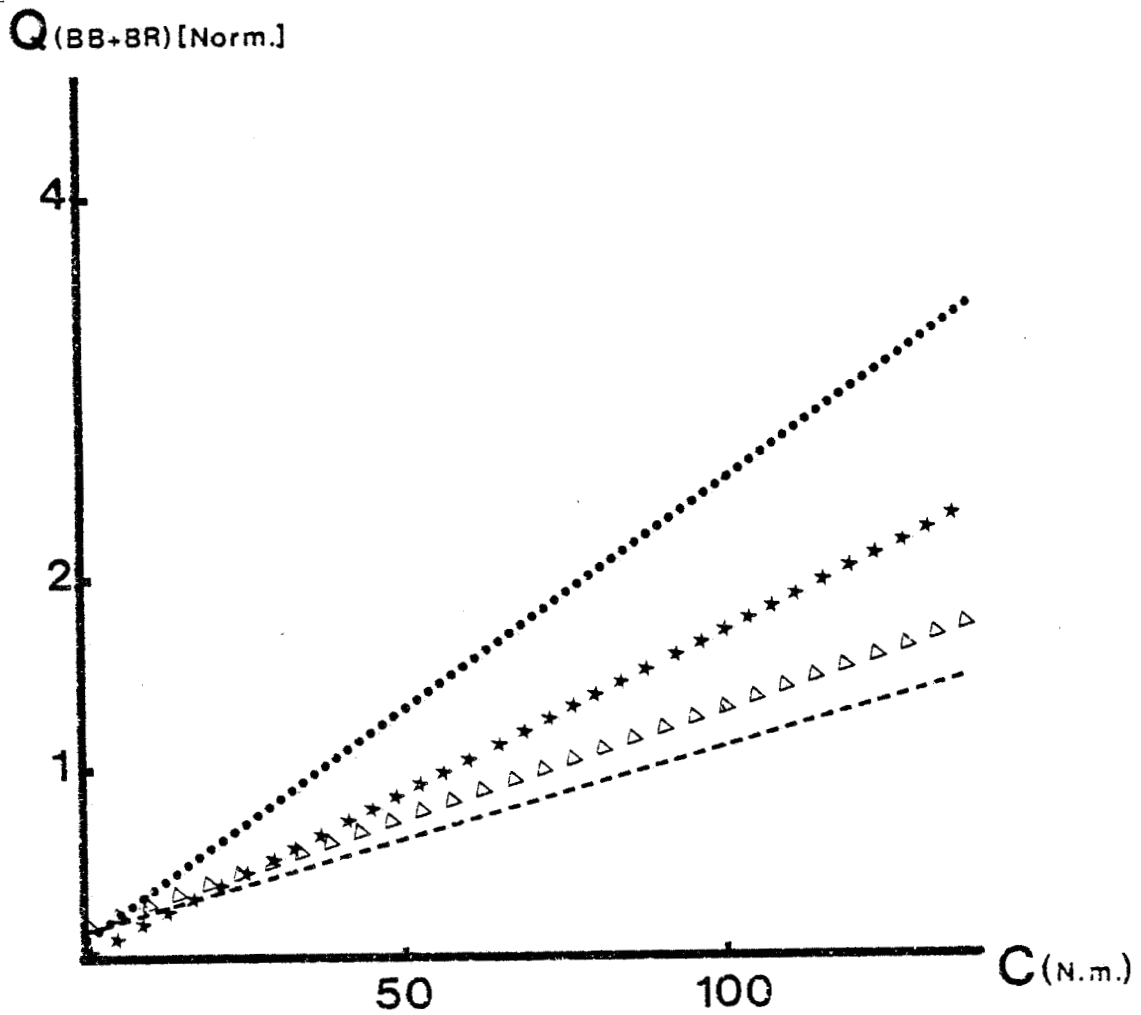
Après épreuve de fatigue concentrique (*Fig. 20B*), la récupération se fait plus rapidement qu'après fatigue isométrique. Les différences entre les jours sont peu ou non significatives (J-1 -  $J_0$ ,  $p < .02$  ; J-1 - J+1 : N.S. ; J-1 - J+2 : N.S.).

La récupération est encore plus rapide après fatigue excentrique (*Fig. 20C*) avec, par ailleurs, des différences plus marquées (J-1 -  $J_0$ ,  $p < .001$  ; J-1 - J+1 ; J-1 - J+2 : N.S.).

## III - DISCUSSION

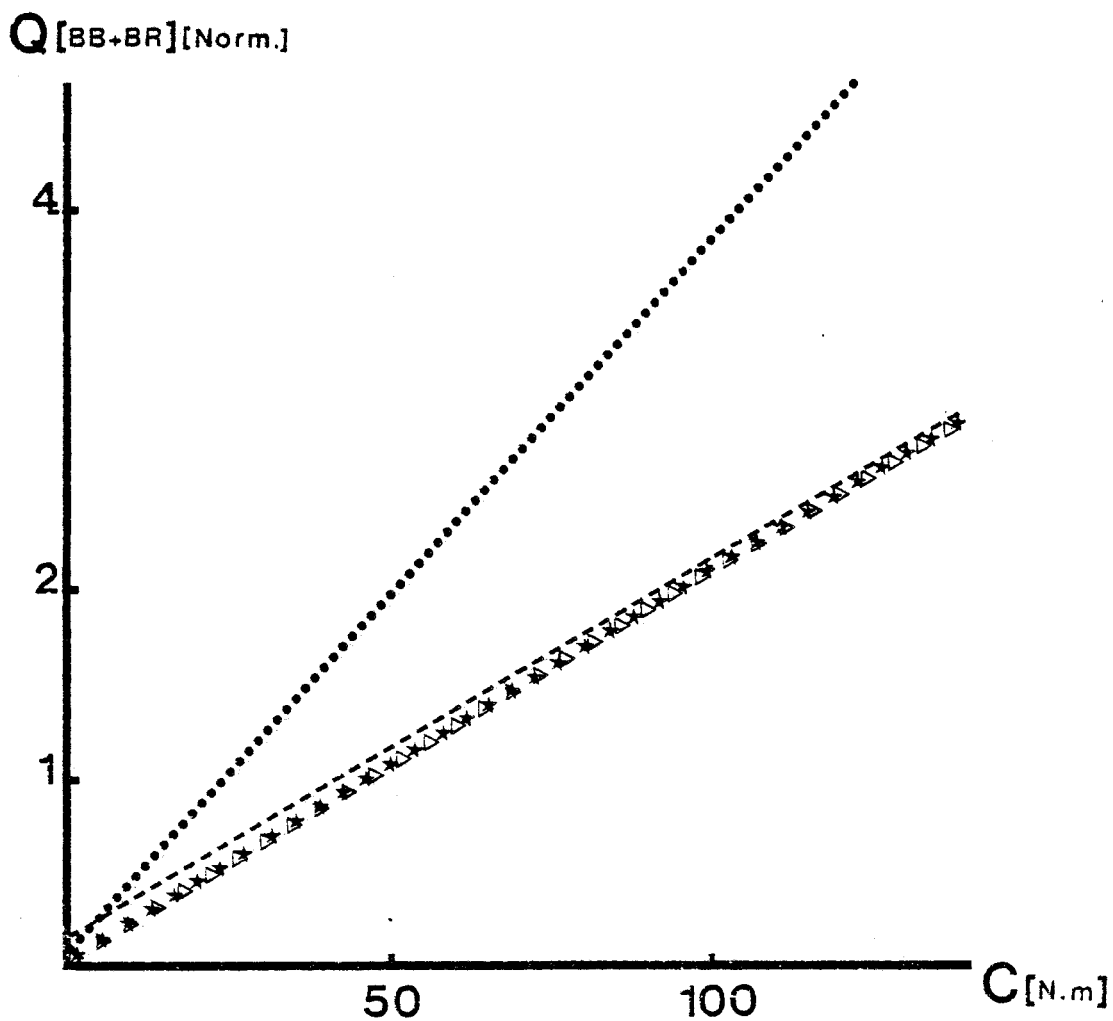
La relation  $EMG_i$ -couple semble préférentiellement décrite comme étant linéaire (LIPPOLD, 1952 ; BIGLAND et LIPPOLD, 1954 ; MATON et al., 1969 ; KURODA et al., 1970).

Toutefois, faisons remarquer que les niveaux de force exigés dans ces études sont peu importants. Le problème posé par l'épreuve de fatigue étant de savoir si un degré de curvilinéarité n'était pas décelable pour les efforts maximaux, si l' $EMG_i$  n'était pas plus important pour les couples les plus élevés. L'étude comparative des coefficients de corrélation entre fonction linéaire et exponentielle ne nous permet pas de déceler un ajustement préférentiel à la relation exponentielle comme l'avaient noté KURODA et al (1970)



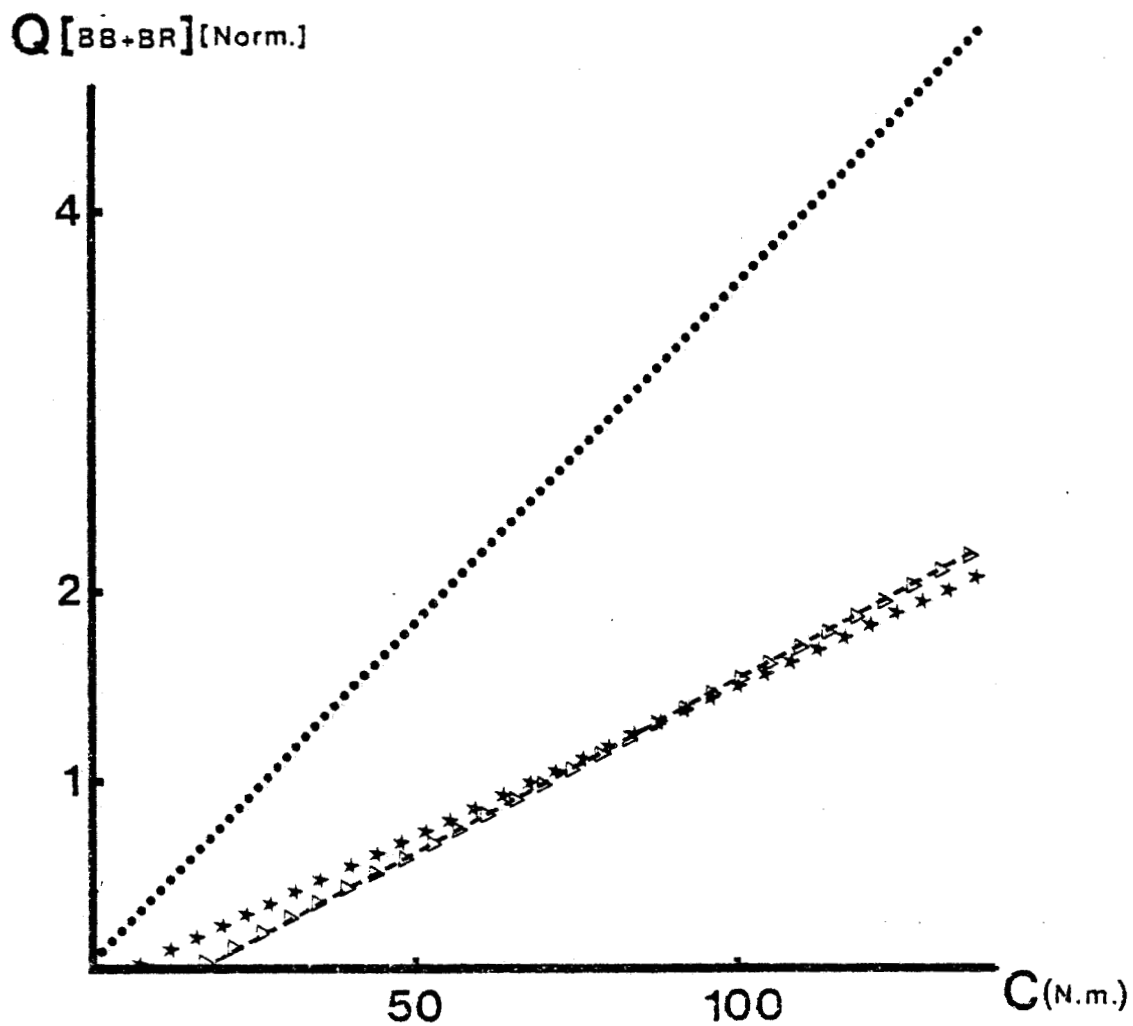
*Fig. 20A - Relations entre l'EMG<sub>i</sub> ( $Q_{BB} + BR$ ) et le couple ( $C$ ) avant et après fatigue isométrique (explications dans le texte).*

---	$J - 1$	:	$y = .0093 x + .1768$	$r = .4750$
.....	$J_0$	:	$y = .0244 x + .0940$	$r = .7801$
***	$J + 1$	:	$y = .0163 x + .0509$	$r = .6580$
△△△	$J + 2$	:	$y = .0108 x + .2041$	$r = .4506$



*Fig. 20B - Relations entre l'EMG<sub>i</sub> ( $Q_{BB} + BR$ ) et le couple (C) avant et après fatigue concentrique (explications dans le texte).*

---	$J - 1$	:	$y = .0195 x + .1777$	$r = .7545$
.....	$J_0$	:	$y = .0368 x + .1280$	$r = .7427$
***	$J + 1$	:	$y = .0201 x + .0666$	$r = .8475$
△△△	$J + 2$	:	$y = .0207 x + .0405$	$r = .8840$



*Fig. 20C - Relations entre l'EMG<sub>i</sub> ( $Q_{BB} + BR$ ) et le couple ( $C$ ) avant et après fatigue excentrique (explications dans le texte).*

$$\begin{array}{ll}
 \text{--- } J - 1 & : y = .0153 x - .0343 \quad r = .8595 \\
 \text{..... } J_0 & : y = .0373 x + .005 \quad r = .8789 \\
 \text{*** } J + 1 & : y = .0152 x - .0322 \quad r = .8370 \\
 \text{... } J + 2 & : y = .0153 x - .0339 \quad r = .8537
 \end{array}$$

au-delà de 75% de la force maximale. Tout au plus, pouvons-nous parler de tendance à la curvilinearité pour les couples importants et après fatigue ? Mais, en aucun cas, nous avons remarqué une curvilinearité marquée pour les valeurs moyennes du couple comme le font KOMI et VITASALO (1976) (relation du type  $y = ax^2 + bx + c$ ).

C'est donc la relation linéaire qui a été choisie et qui nous permet ainsi de comparer les effets de la fatigue sur les niveaux de force ou d' $EMG_i$ .

Cependant, une comparaison des  $EMG_i$  sur quatre jours nécessite des précautions méthodologiques non négligeables afin d'obtenir une reproductibilité des conditions de mesure la plus parfaite possible.

Le choix d'une contraction isométrique, à un angle unique,  $75^\circ$ , résoud le problème lié au positionnement relatif des électrodes sur le ou les muscles explorés en fonction des mouvements de flexion ou d'extension (MØLLER, 1966 ; VIGREUX, 1977).

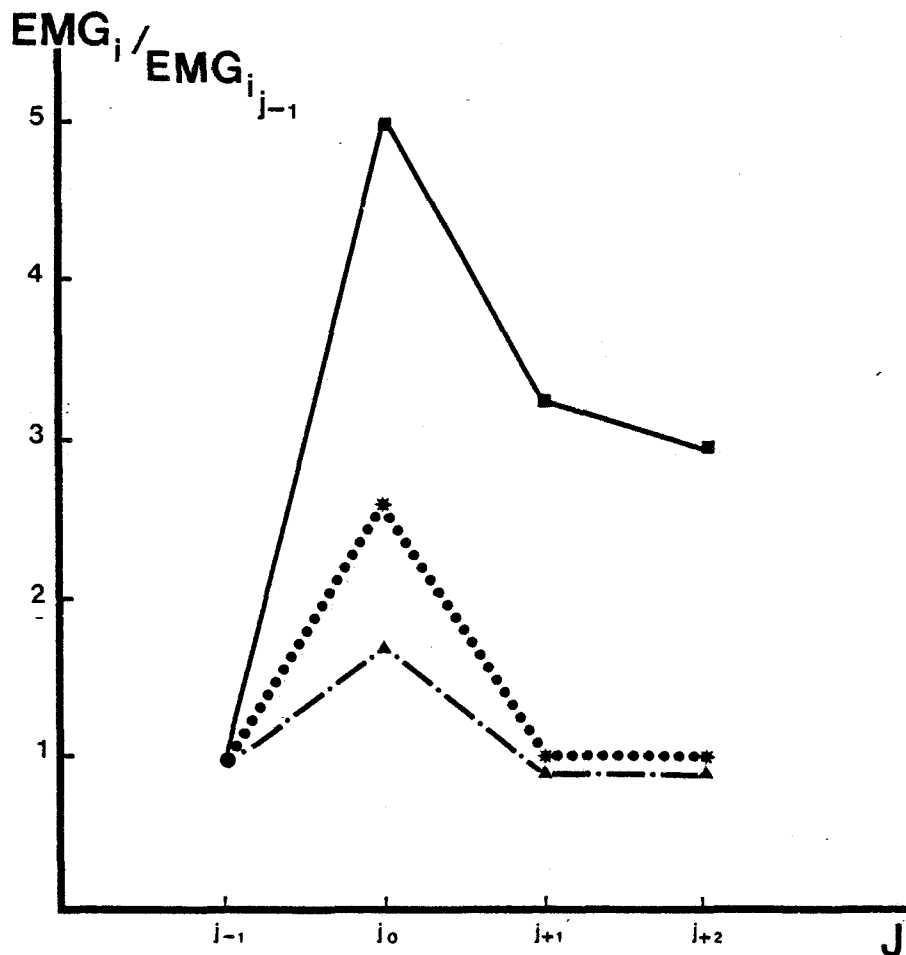
Par ailleurs, les électrodes ont toujours été posées au même endroit sur les muscles considérés.

Tout en sachant que c'est la dérivation transversale qui permet une détection plus stable, au détriment de la quantité de signal détecté (MATON, 1975), nous avons choisi de détecter le maximum de signaux par dérivation longitudinale (VIGREUX, 1977). Les résistances interélectrodes, quel que soit le muscle exploré, n'ont jamais été supérieures à  $5\text{ K}\Omega$ , ce qui est négligeable par rapport à l'impédance d'entrée des chaînes d'amplifications ( $10\text{ M}\Omega$ ).

Ainsi, pour un même couple de  $39.24\text{ Nm}$ , nous avons pu apprécier l'évolution des récupérations selon les régimes de fatigue. Les résultats ont été normalisés par rapport à l' $EMG_i$  de B.B. + B.R. à J-1 (Fig. 21)

Nous notons un niveau plus élevé de l' $EMG_i$  à  $J_0$  en fatigue isométrique qu'en fatigues anisométriques.

Par ailleurs, le niveau initial est récupéré à  $J+1$  après fatigues concentrique et excentrique alors qu'après fatigue isométrique, 40,6 % du niveau initial reste encore à récupérer à  $J+2$ .



*Fig. 21 - Evolution des  $EMG_i$  (BB + BR) normalisés pour un couple de 39.24 Nm lors d'une contraction isométrique proche du maximum.*

*avant et après fatigue isométrique* ———  
*avant et après fatigue concentrique* — . —  
*avant et après fatigue excentrique* ●●●●●

Cette différence de récupération pourrait s'expliquer par le nombre beaucoup plus important de contractions nécessaires pour obtenir

la fatigue isométrique ( $\bar{x}$  : 327  $\pm$  63) que la fatigue concentrique ( $\bar{x}$  190  $\pm$  59) ou excentrique ( $\bar{x}$  : 134  $\pm$  27).

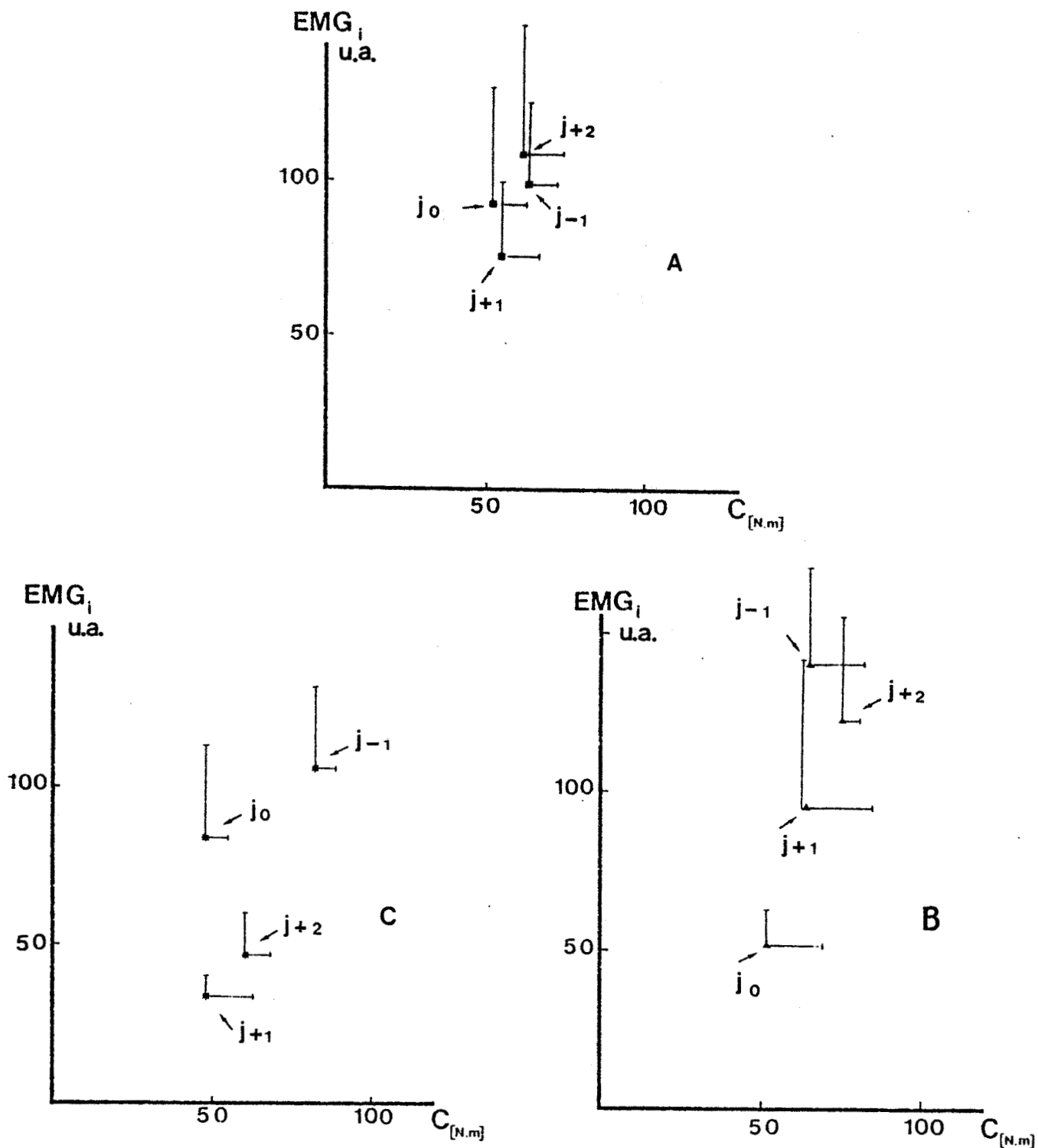
Il semble qu'après l'augmentation du "coût" électromyographique de la contraction musculaire à J<sub>0</sub> en anisométrie, une stabilité de la relation EMG<sub>i</sub> s'installe. Nous aurions pu nous attendre à une baisse de ce "coût" à J+1 ou à J+2 expliquant de ce fait un des mécanismes physiologiques de l'entraînement musculaire. Mais, à ce propos, la littérature est assez contradictoire. Si KOMI et BUSKIRK (1972) ne trouvent pas de modification de la relation EMG<sub>i</sub>-couple, après sept semaines d'entraînement, MORITANI et DE VRIES (1979) trouvent une baisse du "coût" électromyographique de la contraction musculaire. Une baisse non significative de ce "coût" a été remarquée en isométrie par THORSTENSSON *et al.* (1976), après huit semaines d'entraînement. THEPAUT (1984) note une stabilité de ce "coût" après entraînement isométrique de cinq semaines.

Les fluctuations de l'activité maximale de l'EMG sont un autre élément intéressant à prendre en compte. En effet, nous constatons (Fig. 22) qu'après fatigue le niveau maximal de l'EMG<sub>i</sub> baisse, quel que soit le régime de fatigue, pour s'accroître même à J+1 et J+2 après fatigue excentrique (P<.01). Par contre à J+2, aucune hausse significative n'est notée. THEPAUT (1984) trouve que l'augmentation significative du niveau d'activité électromyographique est à mettre en relation avec le gain du niveau du couple. Cette augmentation est également notée par MORITANI et DE VRIES (1979) alors que STOBOY *et al.* (1968) font l'observation inverse.

Ainsi, il apparaît que la fatigue -c'est-à-dire une séance de musculation selon notre protocole- a les effets contraires d'un entraînement musculaire. A la baisse du "coût" électromyographique et la hausse du niveau maximal d'activité électromyographique généralement notées après entraînement, s'opposent la hausse du coût électrique et la baisse de l'EMG<sub>i</sub> maximal après fatigue.

Ces constats peuvent nous conduire aux indications pratiques suivantes :





*Fig. 22 - Relations entre l'EMG<sub>i</sub> maximum et le couple selon différents jours et différentes fatigues : isométrique (A), concentrique (B) et excentrique (C).*

*Les écarts types sont répartis de part et d'autre des valeurs moyennes obtenues sur les cinq sujets.*

- Tout processus d'entraînement provoque, dans un premier temps, une diminution des capacités de commande du muscle donc de l'EMGi ;

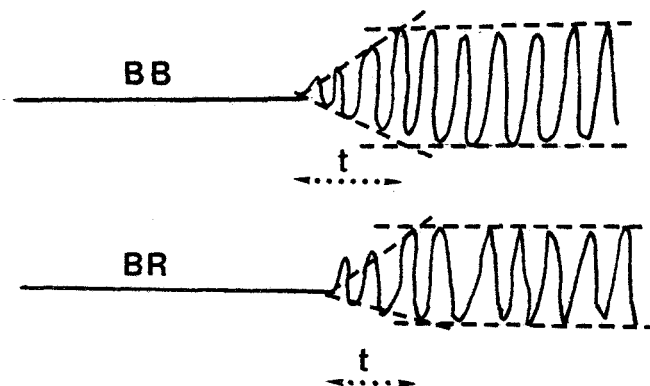
- Le type de régime de mobilisation de charge influe peu sur les résultats électromyographiques (tout au plus, notons-nous une accentuation des effets selon le régime) ;

- Du régime de mobilisation utilisé va dépendre le nombre de répétitions pour arriver à un état de fatigue entraînant les mêmes modifications électromyographiques ;

- Une séance de musculation par semaine semble insuffisante pour conduire à un processus d'entraînement.

## B - EMG ET TEMPS DE RECRUTEMENT

Le temps de recrutement est le temps qui s'écoule entre le début du signal EMG et l'instant où l'EMG a un niveau constant. Il a été étudié sur le B.B. et le B.R., lors des mouvements isométriques maximaux à 75° (Fig. 23).



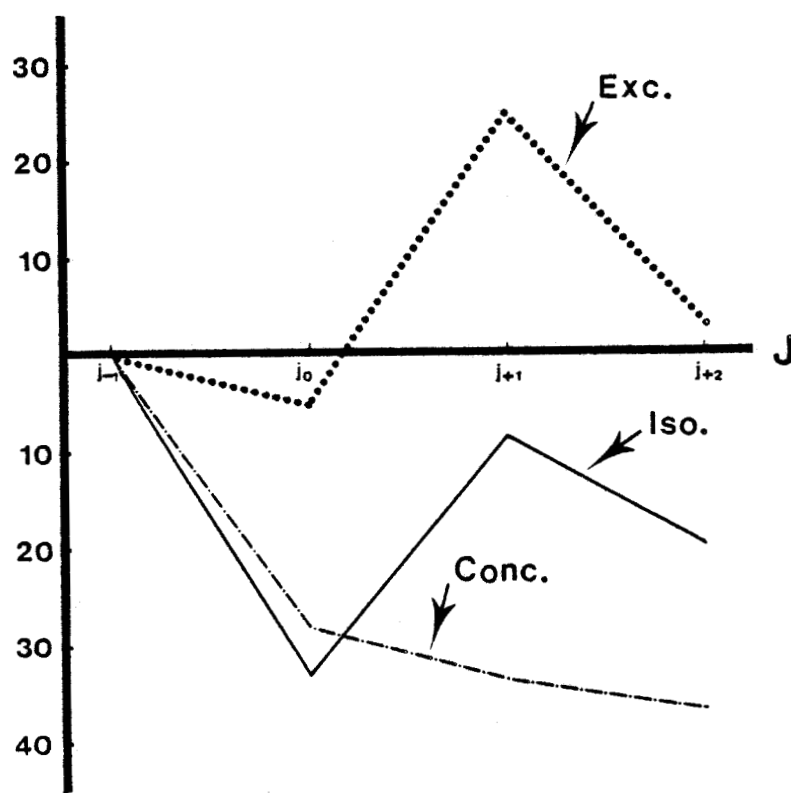
*Fig. 23 - Temps de recrutement du B.B. et du B.R. lors d'une contraction isométrique maximale à 75°*

Les différences de temps de recrutement entre le B.B. et le B.R. ne sont pas significatives même si le temps de recrutement du B.B. semble plus élevé que celui du B.R. Nos résultats sont les valeurs moyennes du B.B. et du B.R. (Tableau VII).

Nous pouvons voir sur la figure 23A que, quel que soit le régime, il y a une chute de la valeur du temps de recrutement (non significative au seuil de .05 entre  $J-1$  et  $J_0$ ).

Par ailleurs, on constate sur les enregistrements, une antéposition du signal EMG du B.B. par rapport à celui du B.R. Les différences mesurées entre les deux signaux ne sont pas significatives au seuil de .05, quel que soit le régime de fatigue ou le jour.

**TEMPS <sub>R.</sub>**  
(% gain ou perte)



*Fig. 23A - Evolution du temps de recrutement (temps r.) selon les régimes et les jours, exprimée en pourcentage de gain ou de perte.*

	J-1	J <sub>0</sub>	J+1	J+2
Avant et après fatigue isométrique	$\bar{x}$ 97.5 $\delta$ 51.9	$\bar{x}$ 65.3 $\delta$ 42.7	$\bar{x}$ 89.3 $\delta$ 37.3	$\bar{x}$ 78.3 $\delta$ 58.2
Avant et après fatigue concentrique	$\bar{x}$ 52.0 $\delta$ 33.4	$\bar{x}$ 37.5 $\delta$ 14.6	$\bar{x}$ 34.5 $\delta$ 16.1	$\bar{x}$ 33.0 $\delta$ 10.6
Avant et après fatigue excentrique	$\bar{x}$ 49.0 $\delta$ 16.5	$\bar{x}$ 46.5 $\delta$ 21.4	$\bar{x}$ 61.3 $\delta$ 20.0	$\bar{x}$ 50.5 $\delta$ 21.5

*Tableau VII - Valeurs moyennes 1/1000 de seconde des temps de recrutement des B.B. et B.R.*

## C - DÉLAI ÉLECTROMÉCANIQUE (D.E.M.)

### I - RESULTATS

On appelle D.E.M. le délai entre le signal EMG et la trace mécanique de la tension musculaire.

Les D.E.M. ont été mesurés en contractions isométriques à 75° et lors de mouvements concentriques contre des inerties de .4081 m<sup>2</sup>kg (I<sub>3</sub>).

Les valeurs du D.E.M. varient de 30 à 100 msec, selon les auteurs : 80 ms pour *INMAN et al.* (1952) ; 25 à 75 ms pour *CORSER* (1974).

Les valeurs que nous avons trouvées sont du même ordre (*Tableau VIII*).

		J-1	J <sub>0</sub>	J+1	J+2	
Fatigue isométrique	I <sub>3</sub>	ε	.045	.056	.039	.052
		δ	.009	.008	.014	.014
	couple 75°	ε	.056	.060	.059	.057
		δ	.037	.021	.035	.026
Fatigue concentrique	I <sub>3</sub>	ε	.032	.026	.033	.030
		δ	.011	.003	.012	.009
	couple 75°	ε	.065	.072	.050	.048
		δ	.028	.027	.006	.008
Fatigue excentrique	I <sub>3</sub>	ε	.036	.036	.039	.036
		δ	.005	.008	.009	.007
	couple 75°	ε	.046	.054	.056	.038
		δ	.016	.013	.015	.012

*Tableau VIII* - Valeurs des D.E.M. lors de mouvements concentriques contre I<sub>3</sub> et en isométrie à 75°, selon trois régimes de fatigue (valeur en seconde).

Quel que soit le régime, les différences enregistrées entre les jours ne sont pas significatives.

Retenons en moyenne que lors des contractions isométriques, la valeur du D.E.M. est de 55.3 ms ( $\bar{\pm}$  22.7) et que pour des contractions concentriques, sa valeur est de 37.6 ms ( $\bar{\pm}$  12.8). Cette différence n'est pas significative à .05 (U de Mann et Whitney).

## II - DISCUSSION

Dans la contraction isométrique, l'articulation du coude est en position d'équilibre à 75°. Par contre, lors du mouvement concentrique, l'angle de départ (30°) provoque un étirement passif du groupe des fléchisseurs.

Il semblerait que la longueur initiale du muscle influe sur le D.E.M.

Nos résultats moyens en condition isométrique (couple à 75°) et concentrique ( $I_3$ ) sont du même ordre que ceux de *CAVANAGH* et *KOMI* (1979). Ces auteurs, testant le D.E.M. en condition excentrique, isométrique et concentrique, estiment que le régime excentrique semble le plus favorable pour recruter la C.E.S. et diminuer le D.E.M. *KOMI* et *CAVANAGH* (1977) ont noté que le muscle se trouvant à une longueur plus grande entraînait un D.E.M. significativement plus court (49.5 ms).

## D - VITESSE DE CONTRACTION

Une des conséquences prévisibles des variations du temps de recrutement devrait être la variation de la vitesse de contraction, celle-ci reflète de façon biomécanique ces fluctuations.

La vitesse de contraction a été calculée lors d'une contraction maximale isométrique à 75°, à partir des valeurs de 20 % et 80 % de la force maximale ( $\Delta F$ ) et des valeurs des temps correspondants ( $\Delta t$ ). La vitesse de contraction est obtenue par le rapport  $\frac{\Delta F}{\Delta t}$  (Fig. 24).

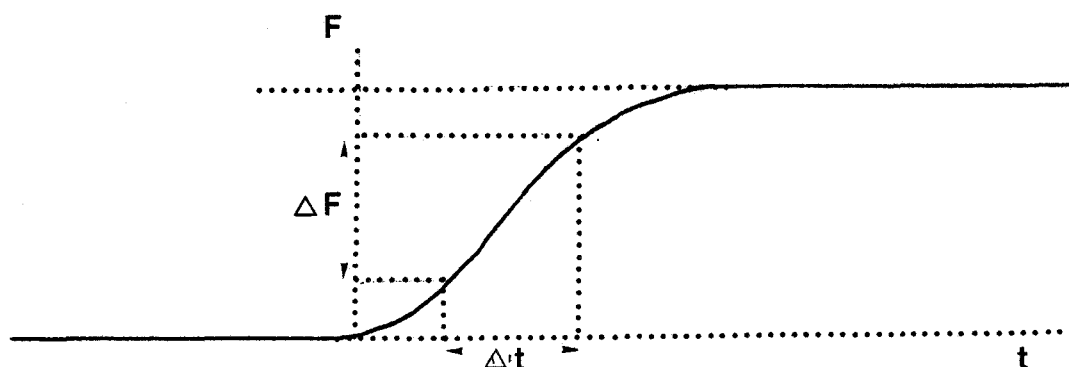


Fig. 24 - Détermination graphique de la vitesse de contraction

## I - RESULTATS

Les valeurs moyennes de la vitesse de contraction à J - 1 (Tableau IX) sont conformes à la littérature (16,2 à 12,6 \* 10<sup>3</sup> N/s selon les inerties opposées au mouvement pour PERTUZON, 1972).

Exprimée en pourcentage de gain ou de perte, la figure 24A montre qu'après les épreuves de fatigue, les vitesses de contraction chutent à J<sub>0</sub> (-32,4 % en moyenne quelle que soit l'épreuve de fatigue) pour revenir à leurs valeurs initiales à J + 2. Cette chute n'est pas significative au seuil de .05 (test de Kruskal et Wallis).

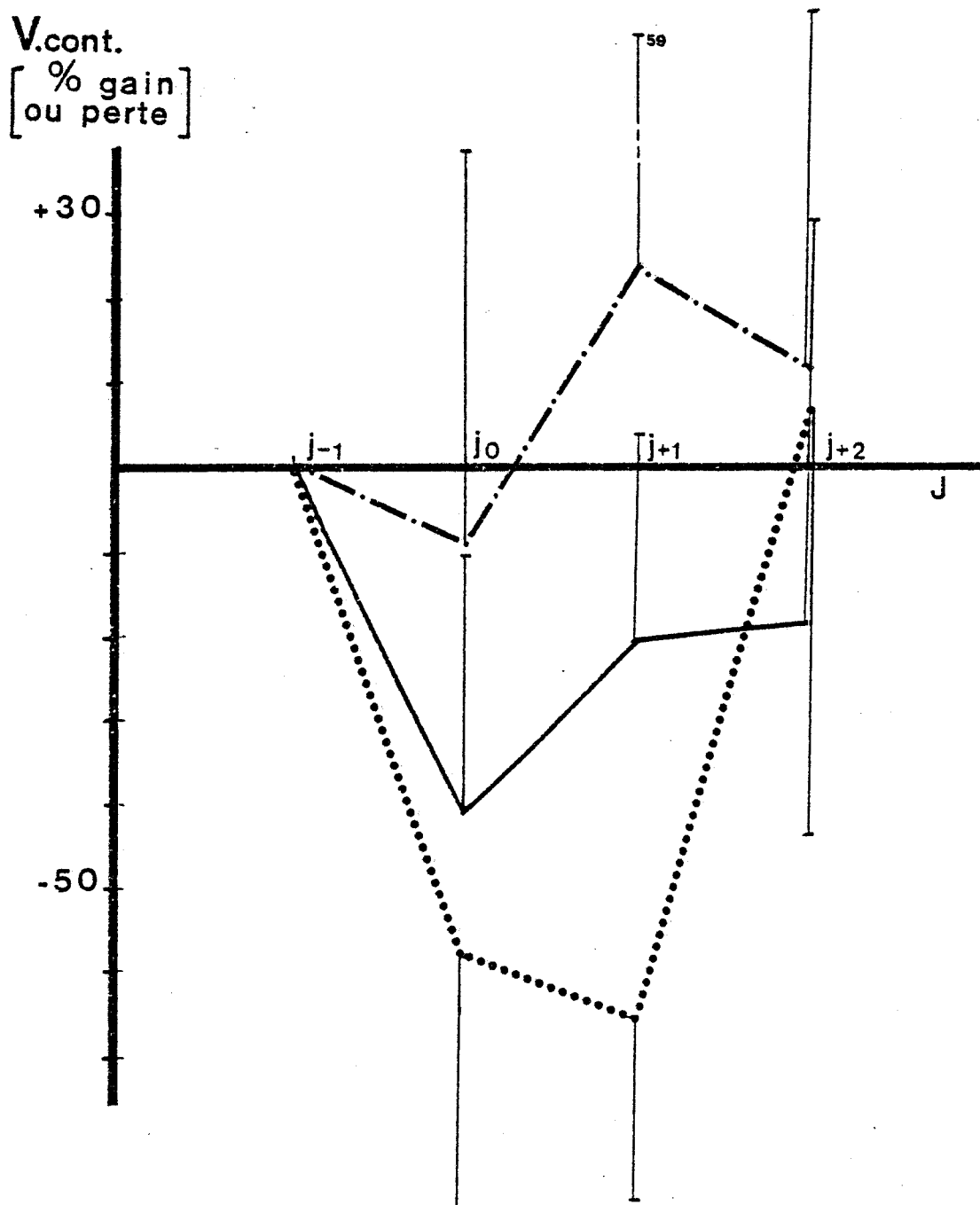


Fig. 24A - Pourcentage de gain ou de perte de la vitesse de contraction (V. cont.) en fonction des jours et des régimes de fatigue.

- avant et après fatigue isométrique
- . - avant et après fatigue concentrique
- • • • avant et après fatigue excentrique



On note également une différence entre les épreuves de fatigue. Après fatigue concentrique, la vitesse de contraction augmente à J + 1 pour revenir à J + 2 vers les valeurs de J - 1. Ce constat n'est pas fait après

		J-1	J <sub>0</sub>	J+1	J+2
Avant et après fatigue isométrique	$\bar{x}$	13.11	7.68	10.89	10.44
	$\delta$	4.54	5.05	5.57	6.44
Avant et après fatigue concentrique	$\bar{x}$	14.89	12.27	15.24	14.04
	$\delta$	10.06	8.92	6.92	6.11
Avant et après fatigue excentrique	$\bar{x}$	16.05	8.35	7.58	17.11
	$\delta$	3.27	3.34	3.31	7.76

*Tableau IX - Valeurs des vitesses de contraction ( $\Delta F/\Delta T$ ) exprimées en  $Ns^{-1} \cdot 10^3$  en fonction des fatigues et des jours.*

les fatigues excentrique et isométrique. Cependant cette différence entre les épreuves de fatigue n'est pas significative à .05 (test de Kruskal et Wallis).

## II - DISCUSSION

Nos résultats diffèrent sensiblement de ceux de *DUCHATEAU (1981)* pour lequel la perte de vitesse de contraction est de 49 %. Toutefois, ses conditions expérimentales différaient des nôtres. En effet, son épreuve de fatigue consistait en soixante stimulations électriques (30 Hz) d'une seconde de durée entrecoupées d'une seconde de repos sur le muscle adducteur du pouce.

Le constat de la perte plus importante de la vitesse de contraction après fatigue excentrique qu'après les deux autres pose le problème des régimes de fatigues.

Durant la fatigue excentrique et après celle-ci, les sujets ayant ressenti une douleur plus importante que dans les autres régimes ont été dans l'incapacité de fournir des contractions les plus rapides et les plus fortes possible.

Des influx nociceptifs sont vraisemblablement à l'origine de la modulation de la commande entraînant de ce fait une diminution de la vitesse de contraction.

On remarque également sur la *figure 24A* qu'il y a une gradation à  $J_0$  dans la perte de la vitesse de contraction. Cette gradation semble être en étroite relation avec l'importance des forces développées. En effet, sur la *figure 7* (page 19), nous pouvons voir que pour un même niveau d'excitation la tension musculaire est plus importante en régime excentrique qu'en régimes isométrique et concentrique.

Ainsi, il semble que les influx nociceptifs, entraînant une diminution plus ou moins importante de la vitesse de contraction, trouvent leur origine dans les tensions musculaires dont les valeurs maximales sont dépendantes des régimes de contraction utilisée.

La méthodologie utilisée dans ce travail ne nous permet pas d'apporter davantage de précisions quant au rôle de ces influx. Nous pouvons cependant noter que les cinq sujets ont adopté, spontanément, après fatigue excentrique, une position qui minimise la douleur au niveau des tendons des muscles du bras et de l'avant-bras.

Dans ce cas, la position de l'articulation est telle que la longueur des muscles est nettement plus faible que la longueur d'équilibre normale (PERTUZON et LESTIENNE, 1973).

En résumé, nous pouvons estimer que les diminutions du temps de recrutement (*Fig. 23A*) observées à  $J_0$  ne sont pas incompatibles avec les diminutions des vitesses de contraction (*Fig. 24A*). En effet, les premières dépendent en partie d'une baisse de l'amplitude de l'EMG. Par ailleurs, nous pouvons supposer que les fluctuations du rapport  $\frac{\Delta F}{\Delta t}$  sont essentiellement dues à la chute de  $\Delta F$ .

### CHAPITRE III

EFFETS MÉCANIQUES DE LA COMMANDE MOTRICE :  
PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES DU GROUPE DES FLÉCHISSEURS  
(CONTRACTIONS VOLONTAIRES ISOMÉTRIQUES)

A - RELATION COUPLE-ANGLE	71
1. ENREGISTREMENTS	71
2. RELATIONS COUPLE-ANGLE	71
<i>a - Description générale de la relation couple-angle</i>	71
<i>b - Analyse des résultats</i>	76
<i>c - Récupération du couple selon les angles</i>	76
B - RELATION FORCE-LONGUEUR	78
1. RESULTATS	78
2. RECUPERATION DE LA FORCE EN CONDITION ISOMETRIQUE	78
C - DISCUSSION	83
1. FATIGUE ET MODIFICATION DES CONTRACTIONS MAXIMALES	83
2. COMPARAISON ENTRE REGIMES	84
3. ANGULATION ET VARIATIONS DES NIVEAUX DU COUPLE	84

## A - RELATION COUPLE-ANGLE

### I - ENREGISTREMENTS

La *figure 25* représente un enregistrement d'une contraction isométrique maximale volontaire.

Le couple est mesuré entre A et B lors du plateau. Durant le couple, maintenu deux secondes, les amplitudes des EMG du B.B. et du B.R. sont constantes.

Le T.B. est silencieux, sauf chez certains sujets, après l'épreuve de fatigue.

De même, nous notons parfois une légère oscillation du tracé de l' $\theta$ " après l'épreuve de fatigue.

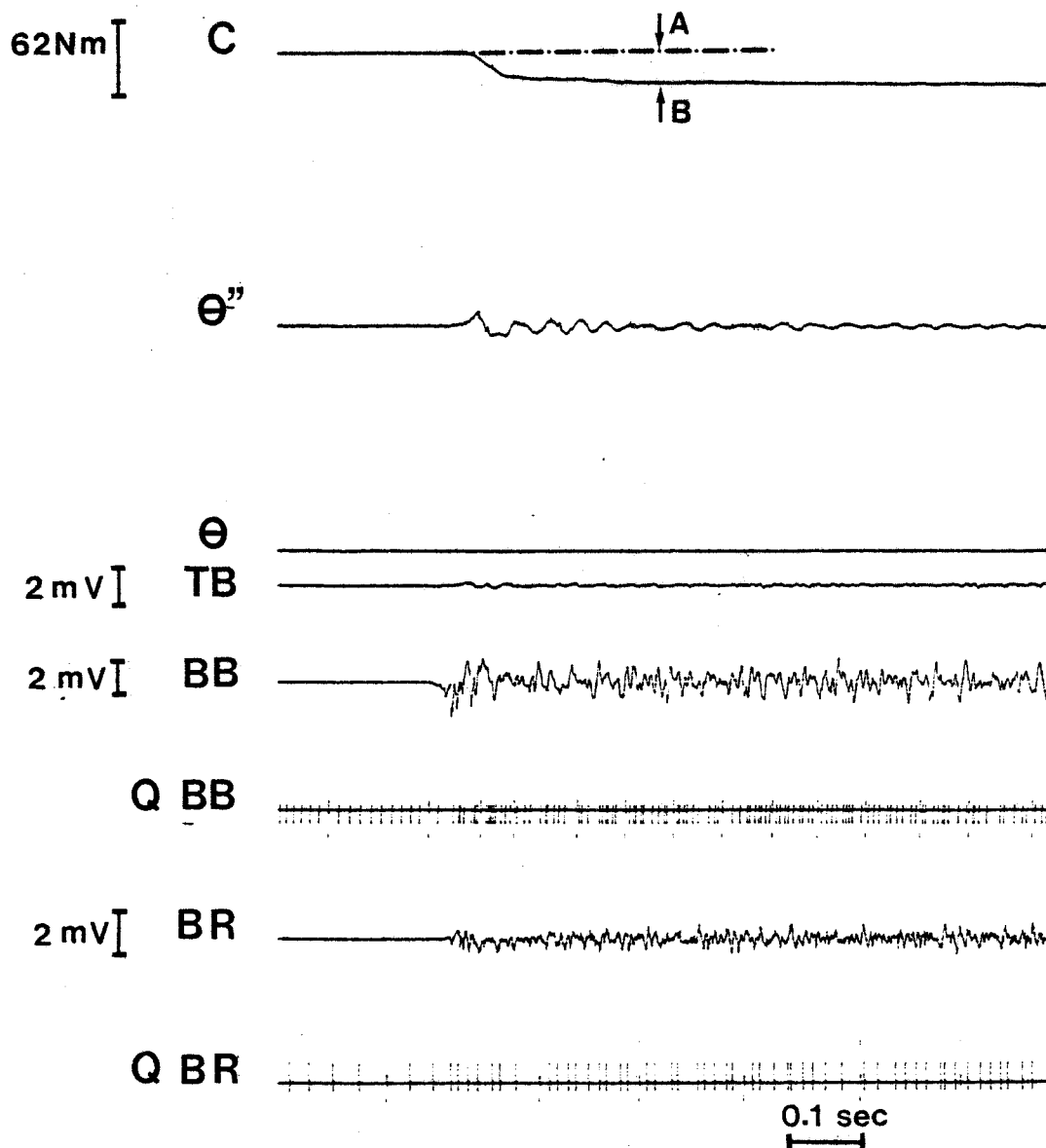
### II - RELATIONS COUPLE-ANGLE

Les *tableaux en annexes II, III et IV* nous donnent les valeurs des couples selon les différents angles, les différents jours et par sujet.

Le *tableau en annexe V* rend compte des mêmes valeurs normalisées par rapport au couple développé à  $75^\circ$  à J-1 et moyennées.

#### a - Description générale de la relation couple-angle (Figs 26, 27, 28)

Cette relation a été établie pour sept angles de l'articulation du coude présentée en valeurs croissantes -de  $30$  à  $120^\circ$ - c'est-à-dire pour des valeurs de la longueur du muscle décroissantes. Nous remarquons qu'à J-1, jour de référence, la forme de la relation est la même que celle décrite par *PERTUZON (1972)* : les couples les plus faibles sont enregistrés à  $30^\circ$  puis il y a une évolution lente jusqu'à  $90^\circ$  suivie d'une décroissance jusqu'à  $120^\circ$ . C'est vers les derniers angles ( $90$  à  $105^\circ$ ) que se situent les valeurs les plus fortes des couples.

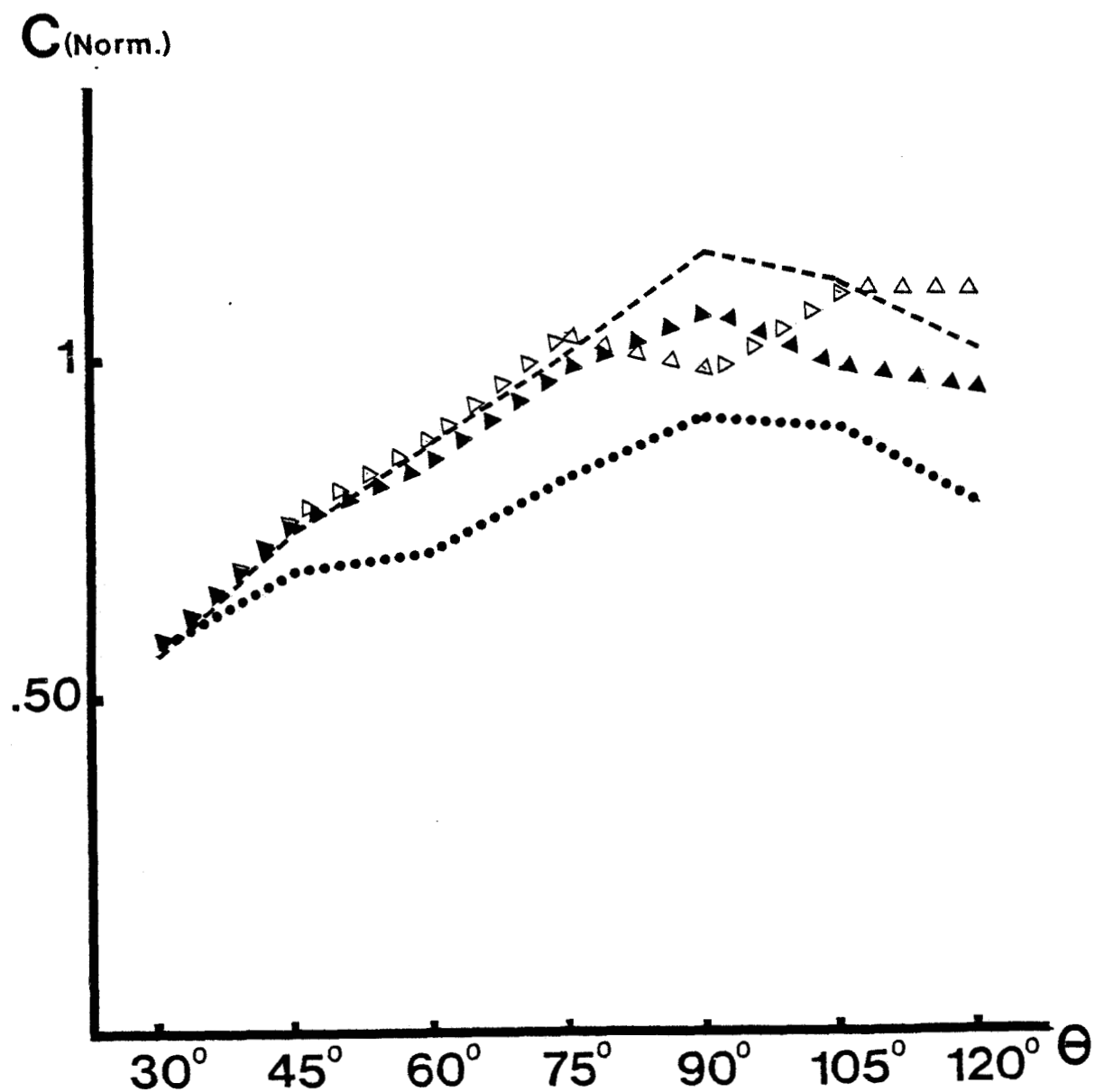


*Fig. 25 - Enregistrement d'une contraction isométrique maximale volontaire (explications dans le texte).*

Régime isométrique

	30°		45°		60°		75°		90°		105°		120°	
	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$
J-1	.56	.06	.74	.10	.87	.05	1	0	1.15	.24	1.11	.141	.01	.22
J <sub>0</sub>	.57	.14	.68	.17	.71	.19	.82	.29	.91	.36	.89	.38	.78	.43
J+1	.57	.13	.75	.26	.84	.22	.98	.33	1.06	.35	.98	.33	.95	.37
J+2	.57	.22	.76	.26	.87	.33	1.03	.41	1.12	.41	1.09	.36	1.09	.37

Valeurs des moyennes et écarts-types des relations couples-angles  
 (Le nombre important de valeurs n'a pas permis une représentation  
 graphique claire).



*Fig. 26 - Relations couple-angle avant et après fatigue isométrique (écarts-types en regard).*

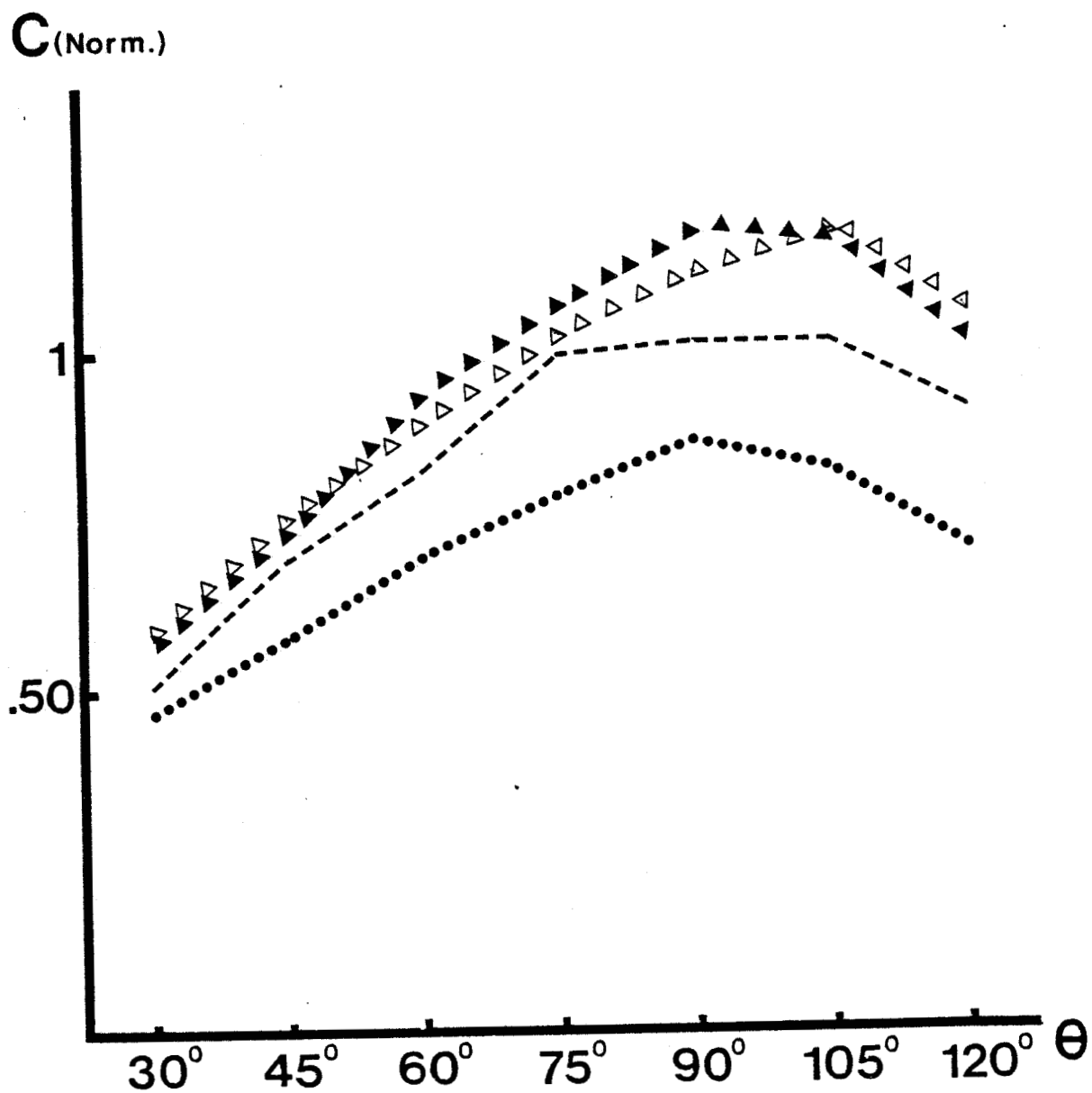
- - - - :  $J - 1$   
 ..... :  $J_0$   
 ▲ ▲ ▲ :  $J + 1$   
 △ △ △ :  $J + 2$



Régime concentrique

	30°		45°		60°		75°		90°		105°		120°	
	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$
J-1	.51	.09	.70	.13	.83	.01	1	0	1.02	.09	1.02	.05	.92	.08
J <sub>0</sub>	.47	.09	.58	.14	.70	.24	.79	.26	.87	.23	.83	.25	.71	.22
J+1	.57	.15	.74	.19	.94	.26	1.07	.28	1.18	.30	1.17	.33	1.02	.29
J+2	.59	.17	.76	.25	.90	.24	1.03	.24	1.12	.26	1.18	.29	1.07	.26

Valeurs des moyennes et écarts-types des relations couples-angles  
 (Le nombre important de valeurs n'a pas permis une représentation  
 graphique claire).



*Fig. 27 - Relations couple-angle avant et après fatigue concentrique (écarts-types en regard).*

- - - - :  $J - 1$   
 ••••• :  $J_0$   
 ▲▲▲ :  $J + 1$   
 △△△ :  $J + 2$

Régime excentrique

	30°		45°		60°		75°		90°		105°		120°	
	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$	$\bar{x}$	$\delta$
J-1	.55	1.88	.70	.08	.87	.06	1	0	1.08	.04	1.09	.06	.90	.13
J <sub>0</sub>	.35	.13	.48	.09	.57	.14	.59	.15	.62	.16	.56	.17	.48	.21
J+1	.35	.10	.44	.18	.57	.23	.57	.23	.63	.27	.62	.21	.44	.22
J+2	.49	.10	.56	.11	.69	.14	.74	.22	.77	.23	.75	.15	.56	.17

Valeurs des moyennes et écarts-types des relations couples-angles  
 (Le nombre important de valeurs n'a pas permis une représentation  
 graphique claire).

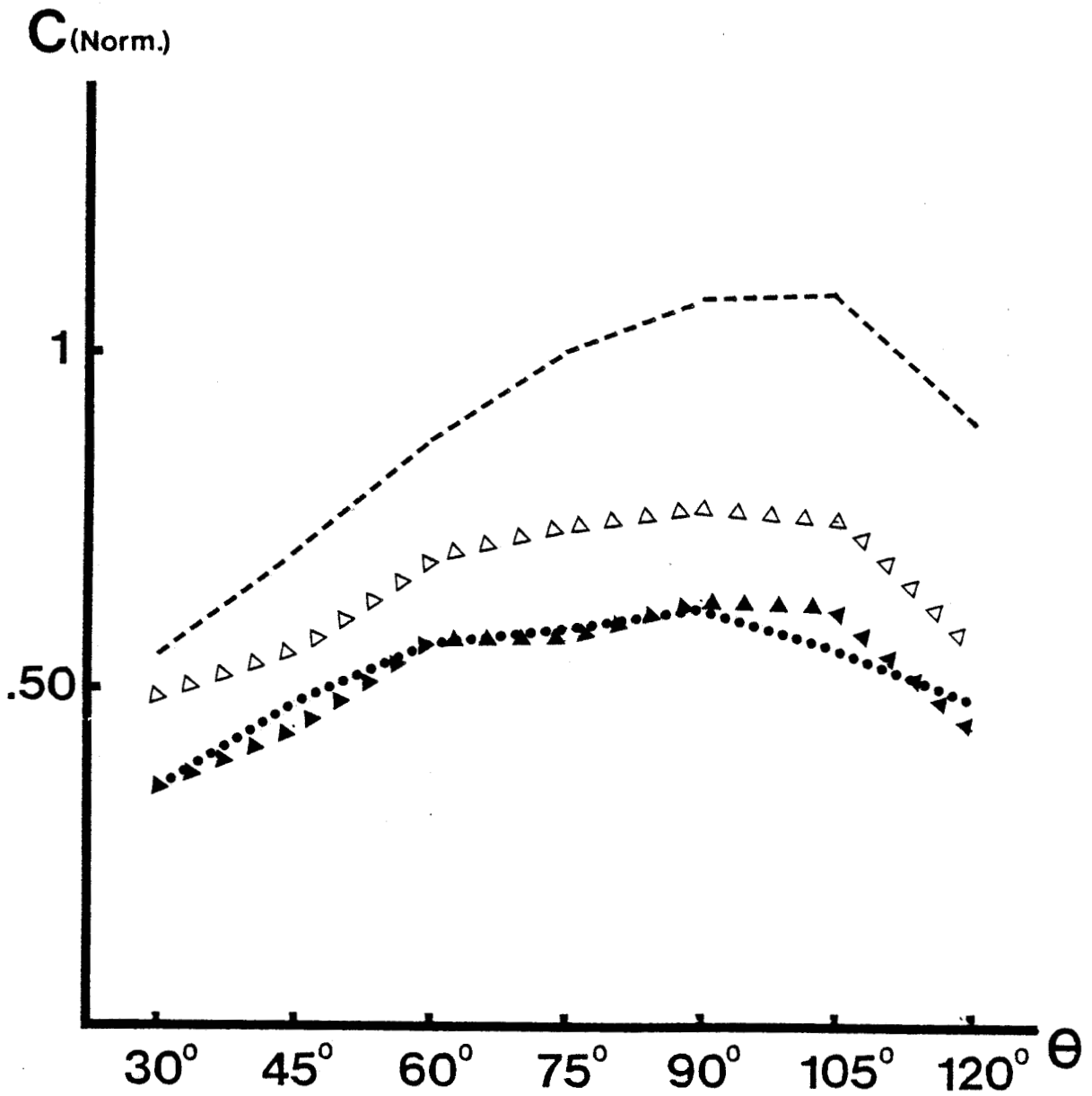


Fig. 28 - Relations couple-angle avant et après fatigue excentrique (écarts-types en regard).

- - - - :  $J - 1$   
 ••••• :  $J_0$   
 ▲▲▲ :  $J + 1$   
 △△△ :  $J + 2$

### b - Analyse des résultats

1. Quel que soient les régimes de fatigue et les jours de récupération, la forme de la relation ne change pas.

2. Les différences de valeurs entre les couples sont plus marquées pour les grands angles que pour les petits angles ( $p < .05$  en excentrique,  $p < .01$  en isométrique et concentrique).

3. Les coefficients de variation du couple, peu importants à J-1 ( $V = 11.2 \%$ ) le sont à  $J_0$  ( $V = 31.1 \%$ ), quels que soient les régimes de fatigue. Ces effets de la fatigue se marquent d'ailleurs plus aux angles extrêmes de la relation.

4. Les valeurs extrêmes réelles du couple à J-1 sont de l'ordre de 42 Nm ( $30^\circ$ ) et 85 Nm ( $90^\circ$  et  $105^\circ$ ). Ces valeurs varient peu de celles de PERTUZON (1972) : 40 Nm et 70 Nm.

### c - Récupération du couple selon les angles

Sur les figures 29, 30 et 31, nous notons que la récupération du niveau initial du couple n'est pas la même selon les régimes.

La fatigue excentrique ne permet pas un retour rapide vers la valeur de J-1. Après la fatigue concentrique, la récupération est totale et même surcompensée à partir de J+1. Quant à la récupération après fatigue isométrique, elle se fait progressivement en deux jours et de façon plus marquée pour les petits angles.

Par ailleurs, notons qu'à  $J_0$ , les pertes moyennes de valeurs sont plus importantes :

- après fatigue excentrique : 41.5 %  $\mp$  6.4 ( $p < .001$ )
- qu'après fatigue isométrique : 15.2 %  $\mp$  8.8 ( $p < .05$ )
- ou concentrique : 16.8 %  $\mp$  4.9 ( $p < .01$ ).

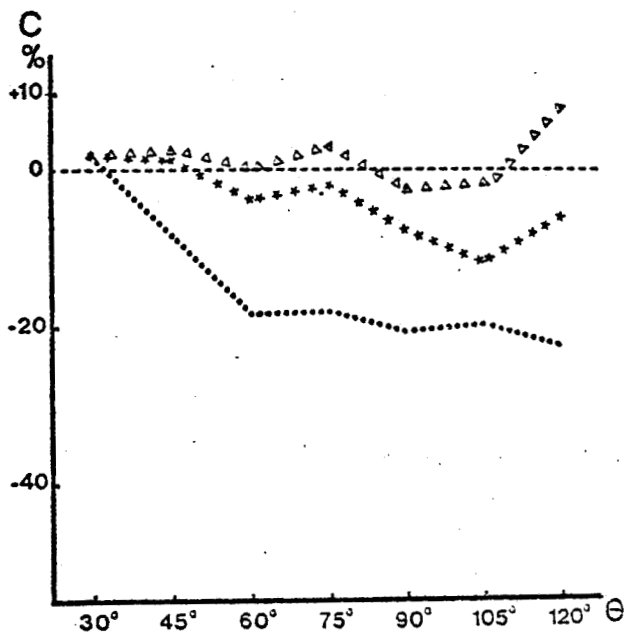


Fig. 29

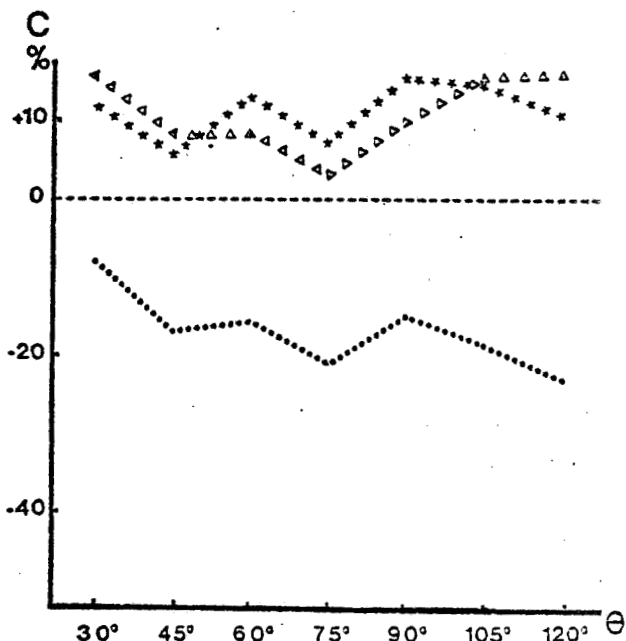


Fig. 30

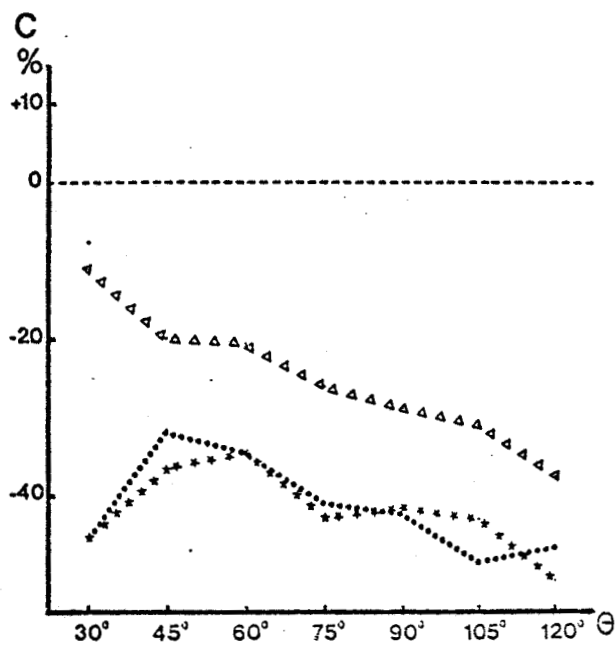


Fig. 31

Evolution de la récupération des couples selon les angles, après fatigue isométrique (Fig. 29), après fatigue concentrique (Fig. 30) et après fatigue excentrique (Fig. 31) (Explications dans le texte).

- : J - 1
- ..... : J<sub>0</sub>
- \* \* \* : J + 1
- △ △ △ : J + 2

## B - RELATION FORCE-LONGUEUR

C'est à partir des relations couple-angle que nous avons calculé la force  $F$  et la longueur  $L$  du fléchisseur équivalent. Les *tableaux en annexes VI, VII, VIII* donnent les valeurs réelles de  $F$  et  $L$ .

### I - RESULTATS (*Figs 32, 33 et 34*)

Les valeurs sont normalisées :  $F$  par rapport à  $F_0$  de  $J-1$  ( $75^\circ$ ) et  $L$  par rapport à  $L_0$  ( $75^\circ$ ),  $75^\circ$  étant la position d'équilibre.

Les courbes, d'allure sigmoïdale, montrent que les plus grandes valeurs de forces sont développées pour les plus grandes longueurs du muscle ; inversement les plus petites valeurs étant obtenues pour les faibles longueurs.

Notons que l'allure générale des courbes reste sigmoïdale quel que soit le régime de fatigue ou le jour.

Les valeurs sont très groupées aux grandes longueurs du muscle et une dispersion importante apparaît quand le muscle est raccourci.

Ces constatations rejoignent celles qui ont été faites pour la relation couple-angle.

### II - RECUPERATION DE F EN CONDITION ISOMETRIQUE

Déjà visible dans les relations couple-angle, la *figure 35* nous montre que l'on ne récupère pas de la même façon son niveau de force initiale après des épreuves de fatigue de différentes natures.

Il semble que l'on récupère rapidement après fatigue isométrique ou concentrique ( $J+1$ ).

Par contre, après fatigue excentrique, la récupération n'est pas encore effectuée à  $J+2$ , voire à  $J+3$  (sur un sujet).

A  $J+1$ , la différence entre le régime de fatigue excentrique et les deux autres est significative à  $.05$  (test de Kruskal et Wallis).

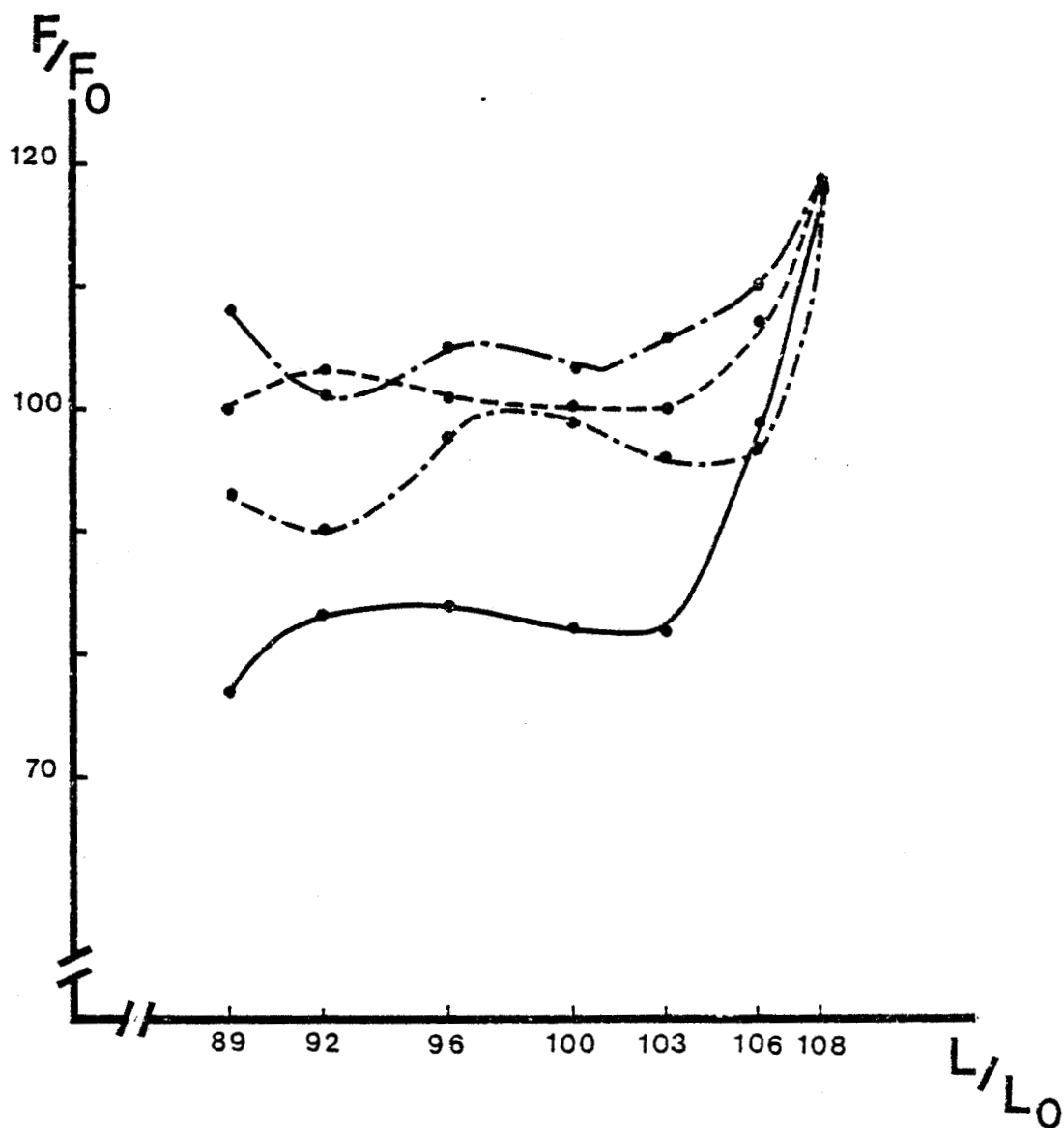
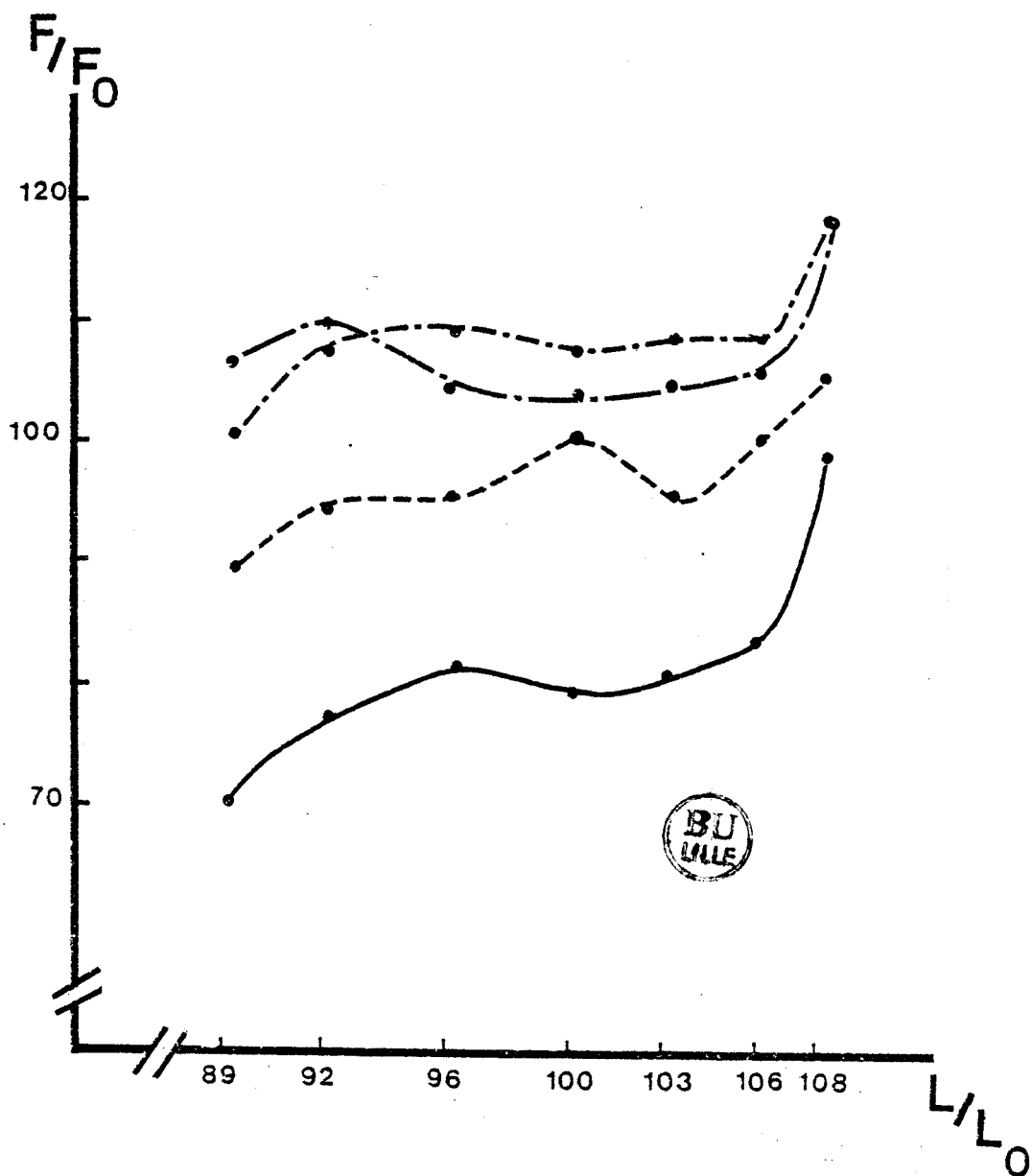


Fig. 32 - Relations force-longueur normalisées (x 100)

La force par rapport à la valeur de  $F$  à  $75^\circ$   
 et à  $J-1$ , la longueur par rapport à la valeur  
 de  $L$  à  $75^\circ$ , avant et après fatigue isométrique.

- :  $J - 1$
- :  $J_0$
- · - · - :  $J + 1$
- · — · — :  $J + 2$





*Fig. 33 - Relations force-longueur normalisées (x 100)*

*La force par rapport à la valeur de  $F$  à  $75^\circ$   
et à  $J-1$ , la longueur par rapport à la valeur  
de  $L$  à  $75^\circ$ , avant et après fatigue concentrique.*

- :  $J - 1$
- :  $J_0$
- · - · - :  $J + 1$
- · · · · :  $J + 2$

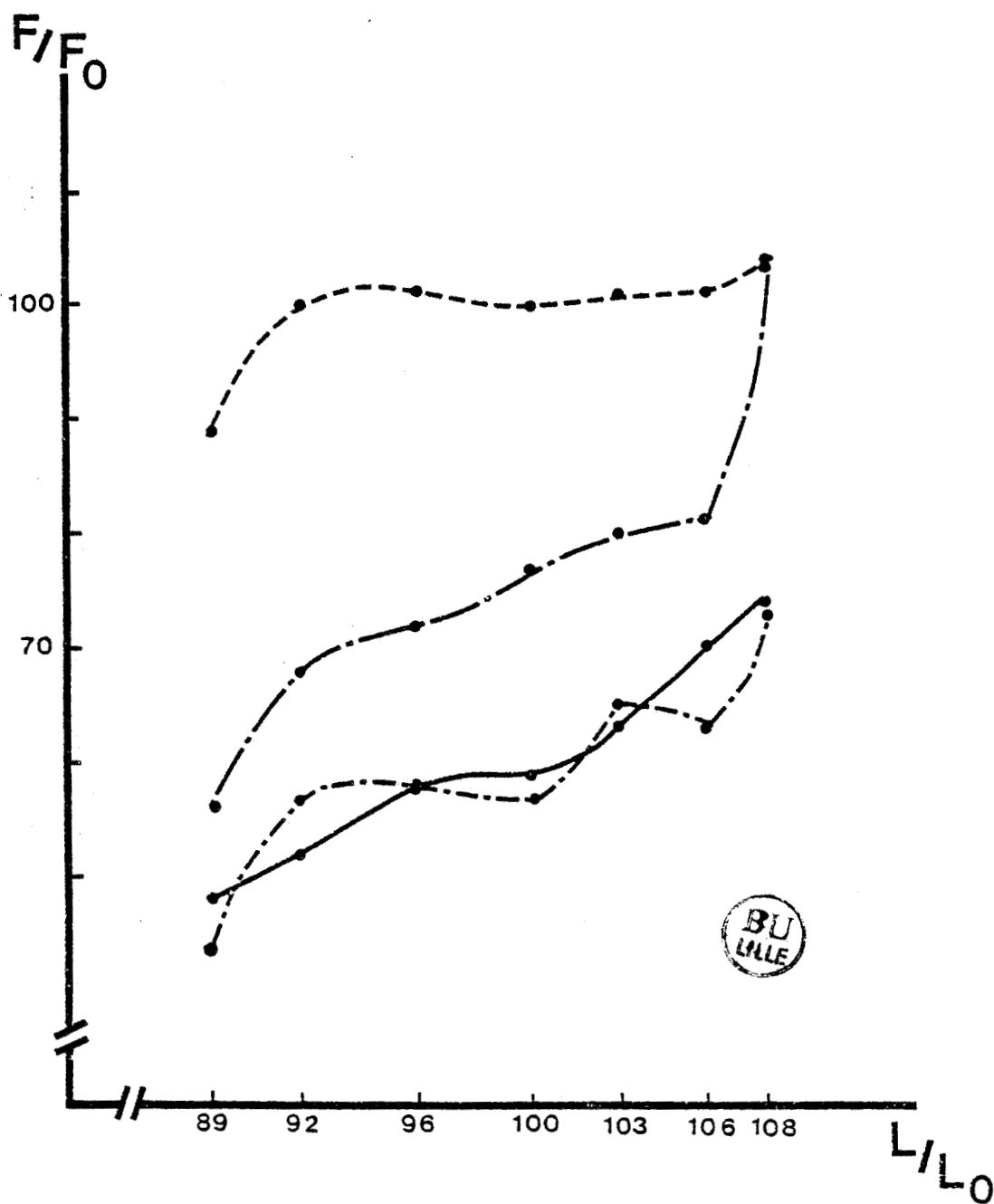


Fig. 34 - Relations force-longueur normalisées ( $\times 100$ )

La force par rapport à la valeur de  $F$  à  $75^\circ$   
 et à  $J-1$ , la longueur par rapport à la valeur  
 de  $L$  à  $75^\circ$ , avant et après fatigue excentrique.

- :  $J - 1$
- :  $J_0$
- · - · - :  $J + 1$
- · · · :  $J + 2$

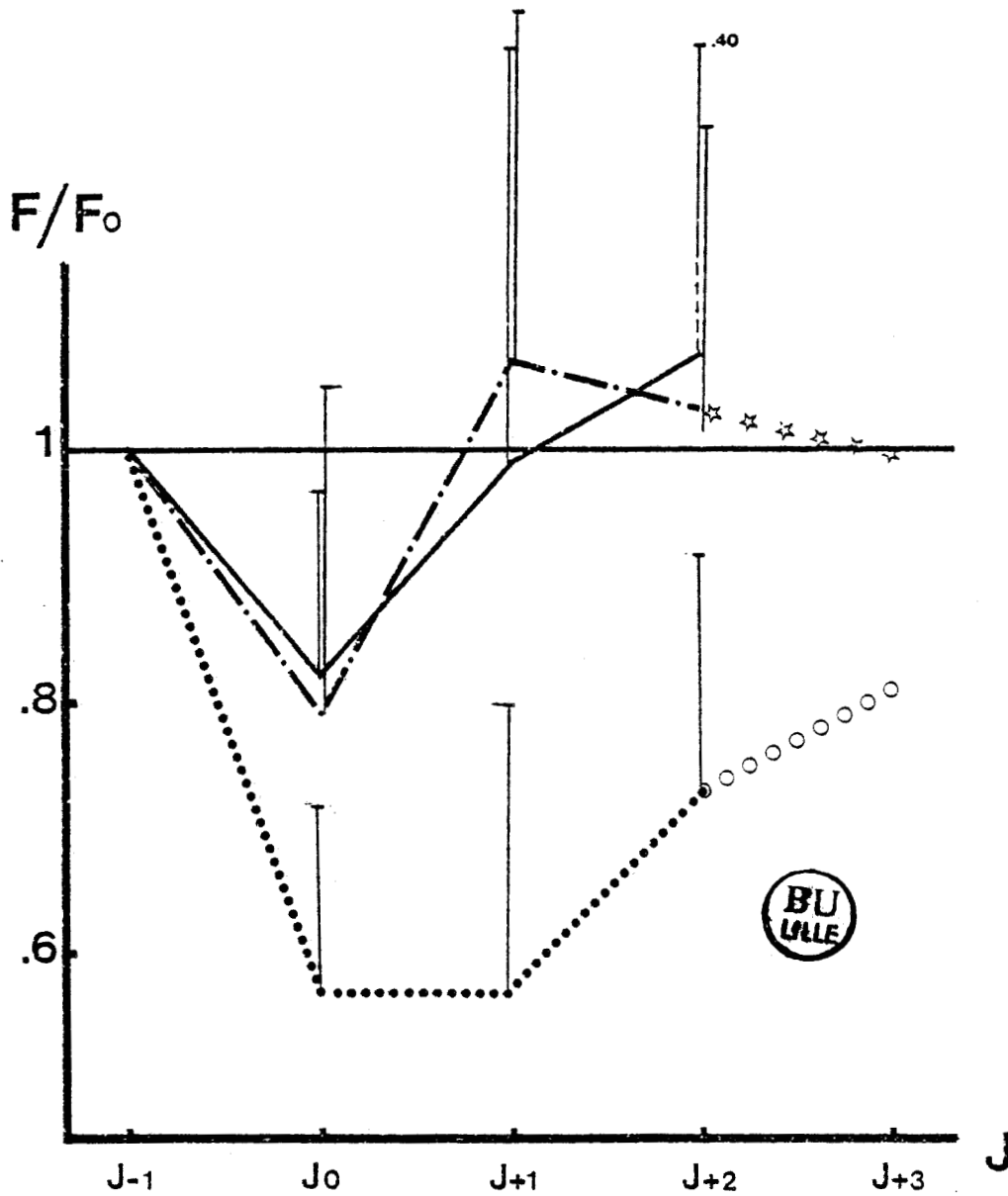


Fig. 35 - Récupération de la force testée en isométrie à 75° et normalisée par rapport à la valeur de J-1 (selon différents jours) :

après fatigue isométrique : ————  
 après fatigue concentrique : - . - .  
 après fatigue excentrique : ●●●●●

## C - DISCUSSION

### I - FATIGUE ET MODIFICATION DES CONTRACTIONS MAXIMALES

Les relations F.L., d'allure similaire aux relations de *WILKIE* (1950) ou *PERTUZON* (1972), montrent certaines irrégularités dans leur tracé. L'établissement de la relation force-longueur nécessite des contractions volontaires isométriques maximales. L'étude des coefficients de variation des  $EMG_i$ , regroupés dans le *tableau X* indique qu'il y a des variations notables à  $J_0$  et  $J+1$ . Ces variations pourraient expliquer en partie les irrégularités des tracés de certaines relations F.L.

Un des effets de la fatigue, repérable également dans la relation couple-angle, serait donc l'apparition de modifications des contractions maximales ou tout au moins une reproductibilité non parfaite des contractions maximales. Ceci est plus visible après fatigue anisométrique qu'après fatigue isométrique.

	J-1	$J_0$	J+1	J+2
Avant et après fatigue isométrique	3.33	8.30	10.27	5.91
Avant et après fatigue concentrique	10.36	8.08	16.51	26.65
Avant et après fatigue excentrique	4.28	10.40	13.69	9.16

Tableau X - Coefficients de variation moyens des  $EMG_i$  du B.B. et du B.R. (u.a.) lors d'un couple isométrique maximal.

Le coefficient de variation  $V$  s'obtient comme suit :

$$V = \frac{\sigma}{\bar{x}} \times 100$$

Notons également que les  $EMG_1$  du B.B. et du B.R. varient selon les longueurs musculaires. Si à J-1 on enregistre une faible croissance de QBB + BR (9 % de croissance de 30 à 120°), cette tendance s'accroît aux autres jours pour atteindre des valeurs de croissance supérieures à 25 %. Ces constatations sont en contradiction avec celles de *PERTUZON* (1972) qui trouve des valeurs décroissantes lorsque l'angle de l'articulation croît mais en accord avec celles de *BANKOV* et *JØRGENSEN* (1969).

## II - COMPARAISON ENTRE REGIMES

Nous avons remarqué que la fatigue en régime excentrique occasionnait à la fois une chute plus importante du couple et de la force et une récupération plus lente qu'après fatigue isométrique ou concentrique.

Plus que le nombre de contractions nécessaires pour arriver à l'état de fatigue, le régime utilisé semble primordial dans les mécanismes de récupération. Or, tous les sujets ont éprouvé une sensation inconfortable de fourmillement, voire de douleur, pendant et après leur épreuve de fatigue excentrique. Il semblerait qu'en plus de la fatigue musculaire locale s'ajoute, spécifiquement pour ce régime, une fatigue due vraisemblablement à des problèmes tendineux qui entraîneraient un réflexe inhibiteur.

## III - ANGULATION ET VARIATIONS DES NIVEAUX DU COUPLE

Un des effets à court terme d'une fatigue -et donc d'une séance de musculation- est la baisse des performances (le niveau d'un couple par exemple). Un des effets à long terme de plusieurs épreuves de fatigue judicieusement réparties dans le temps est la hausse des performances : c'est le processus d'entraînement. La fatigue est donc une nécessité de l'entraînement même si, a priori, elle peut paraître comme une valeur négative (baisse du couple) par rapport à l'entraînement (hausse du couple).

Il paraîtrait vraisemblable qu'à une baisse importante à court terme (fatigue) corresponde une hausse importante à long terme (entraînement).

Nos résultats à  $J_0$ , soit après fatigue à  $75^\circ$ , soit après fatigue anisométrique sur une plage angulaire de  $90^\circ$  (de  $30^\circ$  à  $120^\circ$  ou l'inverse) montrent que les gradients de baisse du couple sont plus marqués significativement aux grands angles ( $90^\circ$  à  $120^\circ$ ) qu'aux petits angles ( $30^\circ$ ).

Ils ne vont pas dans le même sens que ceux de *THEPAUT* (1984). Cet auteur, trouve que le gain de force après entraînement est moins important pour les grands angles que pour les petits angles.

CHAPITRE IV  
EFFETS MÉCANIQUES DE LA COMMANDE MOTRICE :  
PROPRIÉTÉS BIOMÉCANIQUES DU GROUPE DES FLÉCHISSEURS  
(CONTRACTIONS VOLONTAIRES ISOMÉTRIQUES)

A - RELATION FORCE-VITESSE	86
1. ENREGISTREMENTS	86
2. CALCUL DE LA FORCE ET DE LA VITESSE INSTANTANEE	88
3. RESULTATS	89
B - RELATION PUISSANCE-VITESSE	96
C - DISCUSSION	101
1. EVOLUTION DES RECUPERATIONS DE FORCE, DE VITESSE ET DE PUISSANCE	101
2. SIGNIFICATION DU RAPPORT $a/F_0$	106



## A - RELATION FORCE-VITESSE

Nous avons étudié la relation qui lie les valeurs instantanées de la force aux valeurs de la vitesse de raccourcissement du fléchisseur équivalent lors d'un mouvement maximal et volontaire de flexion du coude.

### I - ENREGISTREMENTS

#### Enregistrements et dépouillements (Figure 36A)

Notre choix de l'enregistrement, sur trois proposés, a été guidé par les préalables suivants :

. Il faut que les EMG des B.B. et B.R. soient constants en amplitude et révélateurs d'un niveau de force maximum tout au long du mouvement de flexion.

. En contrepartie, il faut que le T.B. soit le plus silencieux possible.

. Il ne faut pas déceler d'à-coups dans le tracé de l'accélération qui doit être la plus élevée possible.

Lors du dépouillement, nous avons relevé les valeurs de  $\theta''$  et  $\theta$ , toutes les 8 ms entre A et B (Fig. 36A),  $\theta'$  étant calculée par dérivation de  $\theta$ .

La valeur maximale de F ( $F_{max}$ ) est donnée entre A''-A'''. Elle est généralement positionnée avant le sommet du tracé de  $\theta''$ .

La valeur maximale de V ( $V_{max}$ ) nous est fournie par la valeur maximale de  $\theta'$ .

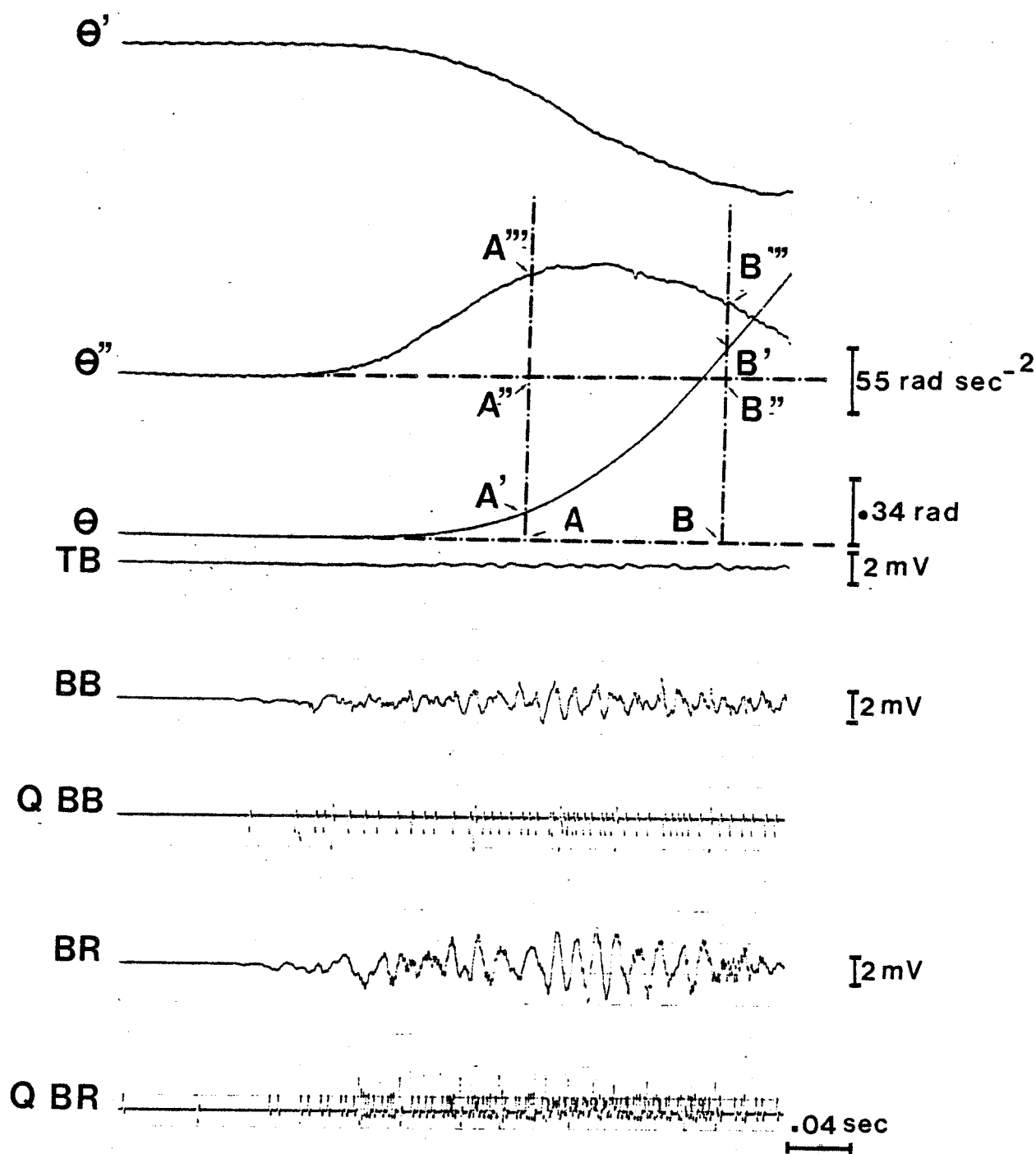


Fig. 36A - Enregistrement d'un mouvement maximal de flexion

Sujet : F.M. (inertie : .6882 m<sup>2</sup>kg)

- $\theta'$  : vitesse angulaire
- $\theta''$  : accélération angulaire
- $\theta$  : déplacement angulaire
- EMG TB : électromyogramme du TB
- EMG BB : électromyogramme du BB
- QBB : électromyogramme intégré du BB
- EMG BR : électromyogramme du BR
- QBR : électromyogramme intégré du BR

## II - CALCUL DE LA FORCE ET DE LA VITESSE INSTANTANEE

Les déviations A''-A''' mesurées toutes les 8 ms jusqu'à B''-B''', comme les déviations AA' jusqu'à BB', nous ont permis de calculer sur ordinateur les forces instantanées en partant de la formule :

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

Le calcul de la vitesse angulaire  $\theta'$  a été fait par dérivation des mesures de  $\theta$ . La vitesse de raccourcissement valant alors :

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

## III - RESULTATS

La *figure 36B* est un exemple de résultat individuel non normalisé parmi ceux obtenus sur table traçante. Les normalisations de ces résultats se sont faites par rapport à  $L_0$  et  $F_0$  de J-1, lors d'une contraction isométrique maximale à 75°.

Les points donnent un tracé d'aspect curvilinéaire. Quand la vitesse de raccourcissement du muscle croît, la force qu'il développe à chaque instant décroît.

En valeurs réelles, nous avons obtenu une force maximale à  $J=1$  variant autour de 2 100 Newtons et une vitesse de raccourcissement moyenne de  $.780 \text{ m sec}^{-1}$  (*Annexe IX*). Ces chiffres sont sensiblement les mêmes que ceux de *PERTUZON (1972)* : 1 787 N et  $.773 \text{ m sec}^{-1}$ .

Nous pouvons également noter que les résultats obtenus pour différentes inerties opposées aux mouvements occupent une plage spécifique sur le tracé de la relation.

Par traitement mathématique - méthode de moindres carrés, cinq itérations (*ROUSSEAU et al, 1981*), nous avons ajusté les valeurs individuelles (*Fig. 36B*) à l'équation hyperbolique de *HILL (1938)* :

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

Les valeurs individuelles normalisées ont ensuite été moyennées pour chaque jour et pour chaque régime de fatigue. Les *figures 37, 38 et 39* représentent les relations hyperboliques force-vitesse instantanées calculées à partir de la somme de ces valeurs (entre 330 et 430 points selon les cas).

Si nous partons de ces relations, expression des valeurs réelles enregistrées, non extrapolées, nous pouvons apprécier l'évolution des forces et des vitesse pour respectivement 20 et 80 % de leur valeur maximale enregistrée. Nous pouvons voir (*Fig. 40 A, B, C et D*) que les grandes vitesses

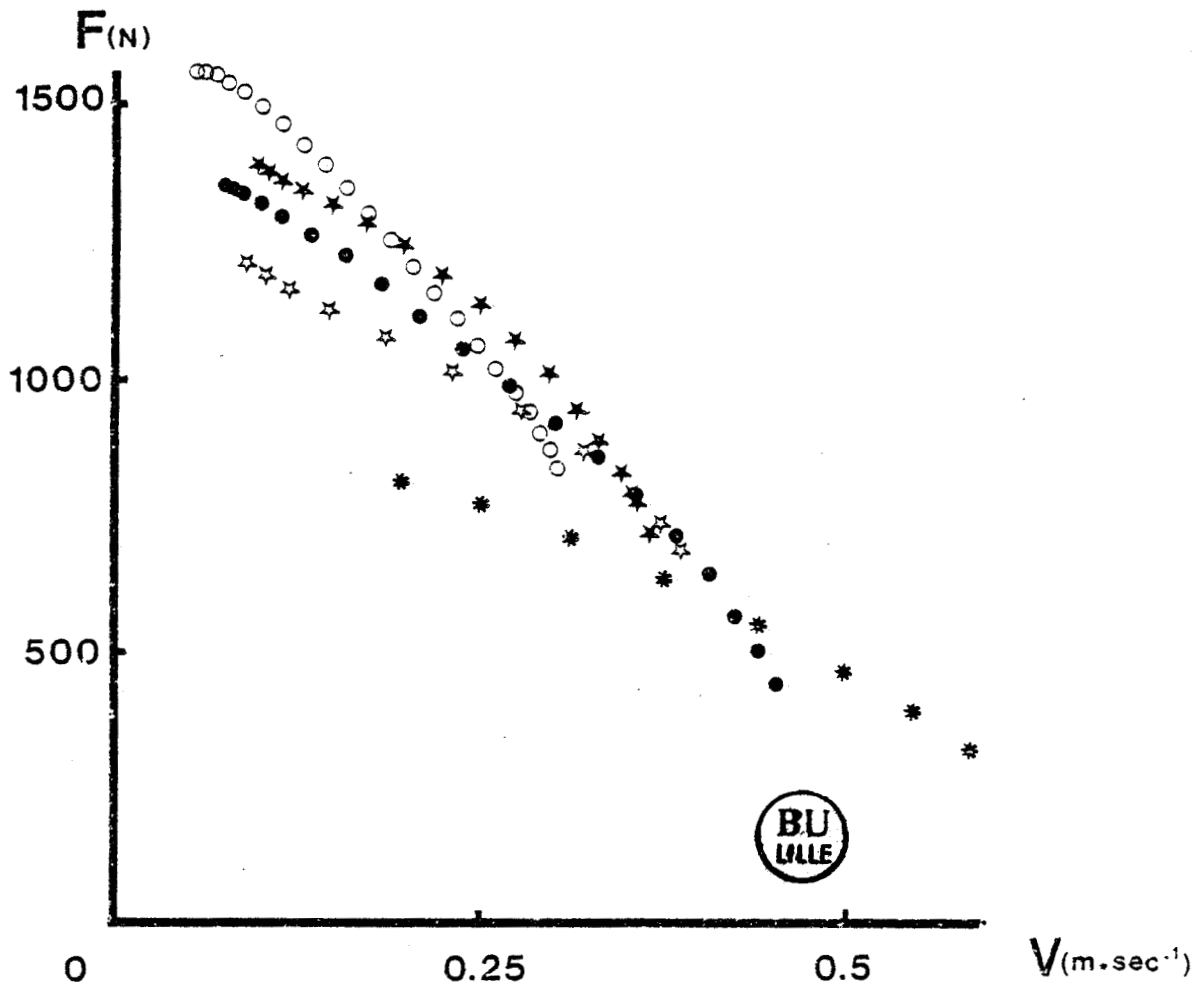


Fig. 36B - Relation F.V. chez un sujet (F.H.), après fatigue isométrique.

$$(F + .2999) (V + 1.210) = 1.123$$

- $I_0$  \* \* \*
- $I_1$  ☆ ☆ ☆
- $I_3$  ● ● ● ● ●
- $I_5$  ★ ★ ★
- $I_{10}$  ○ ○ ○ ○ ○

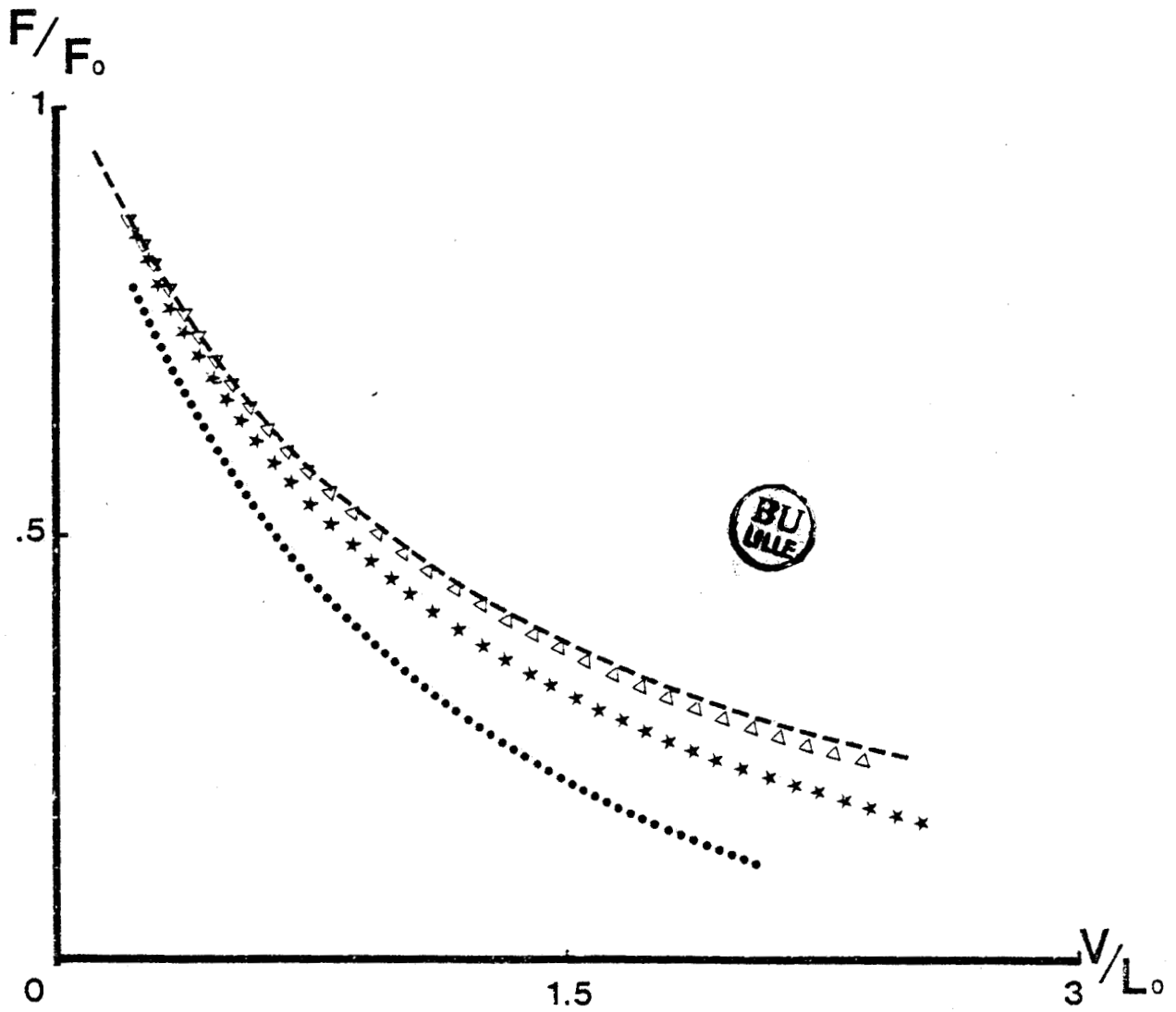


Fig. 37 - Relation générale normalisée de force-vitesse instantanée du fléchisseur équivalent, avant et après fatigue isométrique.

(Voir Tableau XI pour les valeurs de  $a$ ,  $b$ ,  $c$ )

$J - 1$  - - - - -

$J_0$  • • • • •

$J + 1$  ★ ★ ★

$J + 2$  △ △ △ △

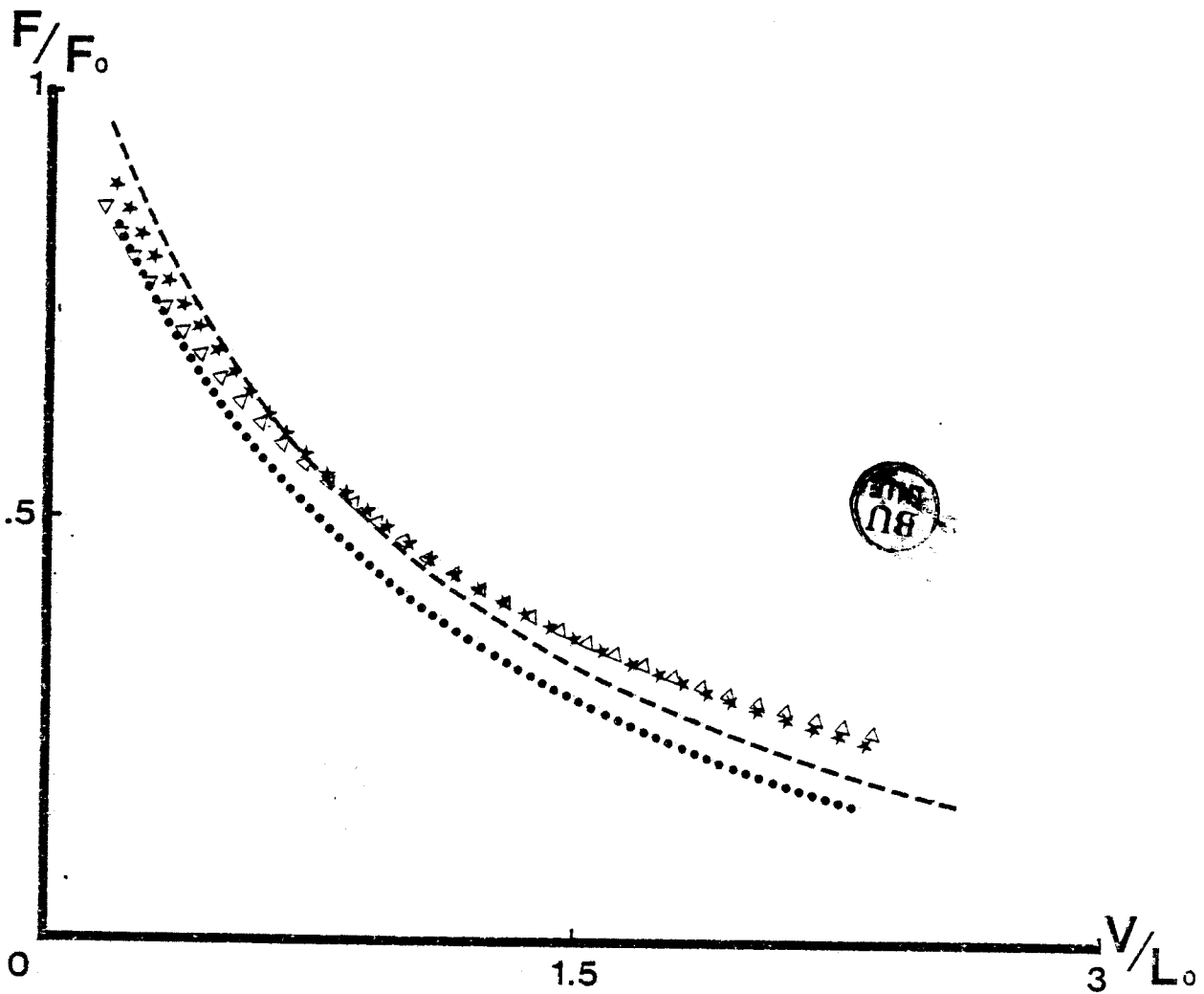
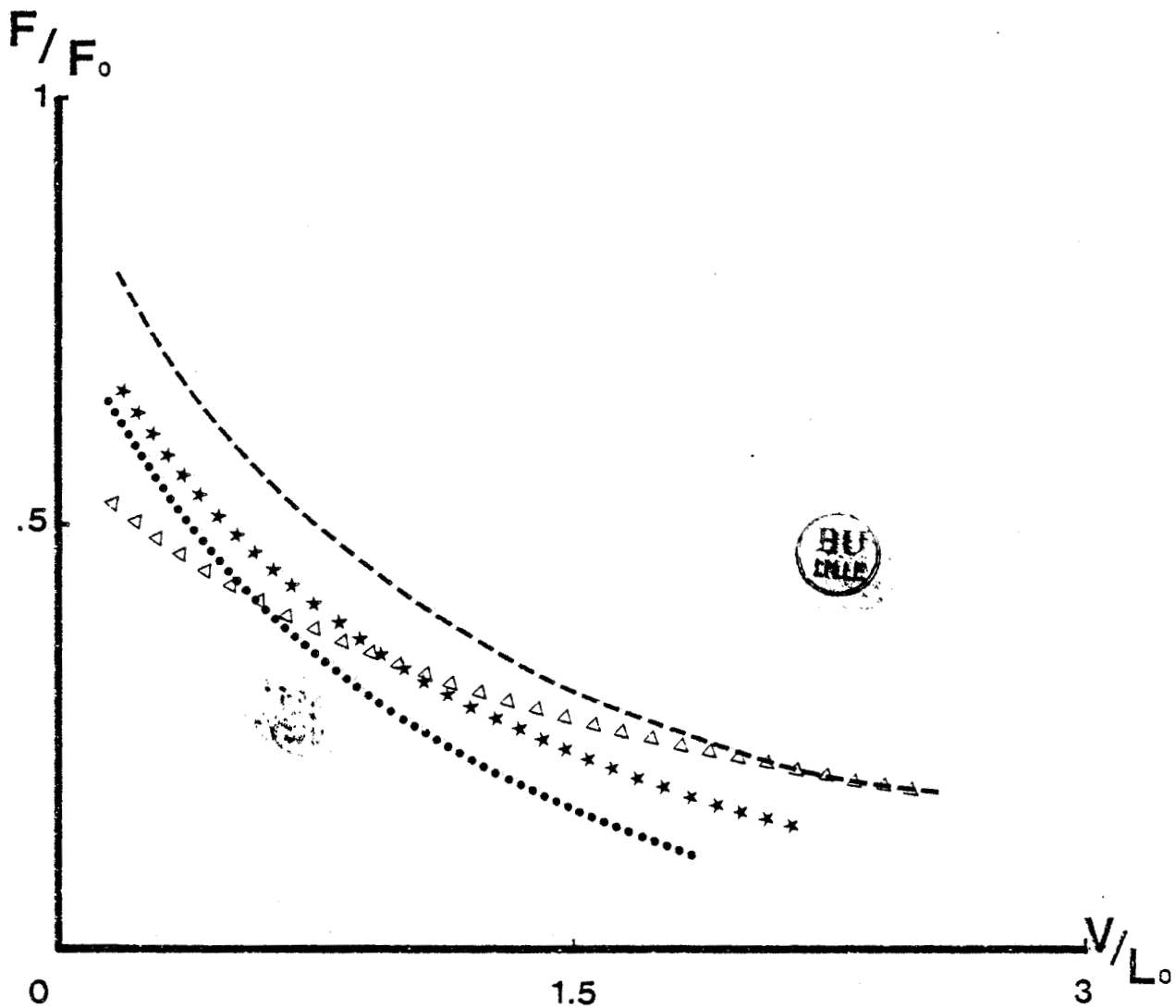


Fig. 38 - Relation générale normalisée de force-vitesse instantanée du fléchisseur équivalent, avant et après fatigue concentrique.

$J - 1$     ————  
 $J_0$         ••••••  
 $J + 1$      ★★ ★  
 $J + 2$      ▲▲ ▲▲

(Voir Tableau XI pour les valeurs de  $a$ ,  $b$ ,  $c$ )



*Fig. 39 - Relation générale et normalisée de force-vitesse instantanée du fléchisseur équivalent avant et après fatigue excentrique.*

*(Voir Tableau XI pour les valeurs de a, b, c)*

$J - 1$     - - - - -  
 $J_0$         •••••  
 $J + 1$      ★★ ★  
 $J + 2$      △△ △ △



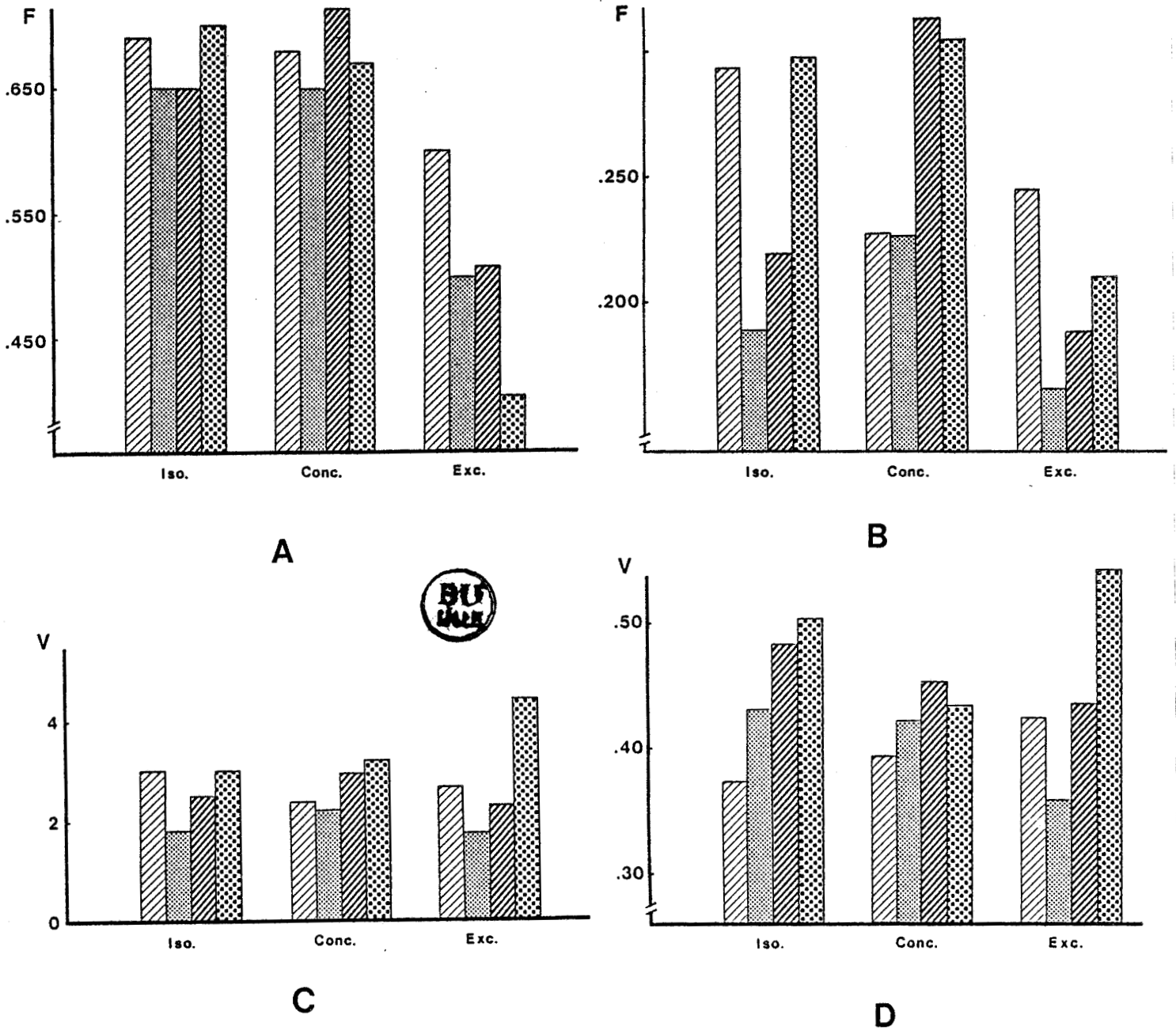


Fig. 40 A, B, C, D

Valeurs de F normalisée pour 20 % de  $V_{max}$  (A), 80 % de  $V_{max}$  (B)  
 Valeurs de V normalisée pour 20 % de  $F_{max}$ , 80 % de  $F_{max}$  (D)

J - 1 :		iso : avant et après fatigue isométrique
J <sub>0</sub> :		conc : avant et après fatigue concentrique
J + 1 :		exc : avant et après fatigue excentrique
J + 2 :		

varient peu pour les faibles valeurs de  $F$  (20 % de  $F_{max.}$ ) avec une légère chute à  $J_0$  et parfois une surcompensation à  $J+2$ . Pour les forces importantes (80 % de  $F_{max.}$ ), nous constatons une augmentation des faibles valeurs de vitesse et ceci même parfois à  $J_0$ . En ce qui concerne les faibles vitesses (20 % de  $V_{max.}$ ), peu de variations de  $F$  sont à noter sauf en régime de fatigue excentrique où la décroissance est constante jusqu'à  $J+2$ . Pour les plus grandes vitesses (80 % de  $V_{max.}$ ), les effets de la fatigue se font plus sentir pour les niveaux de force en régime isométrique et excentrique.

## B - RELATION PUISSANCE-VITESSE

La puissance instantanée du fléchisseur équivalent est calculée à partir de l'équation :

$$P = F * V$$

Les figures 41, 42 et 43 représentent les relations puissance-vitesse en valeurs normalisées et extrapolées. Elles montrent que la puissance croît rapidement aux faibles valeurs de la vitesse, atteint un maximum pour une vitesse de près de 33 % de  $V_0$  à J-1 et décroît plus lentement jusqu'à sa valeur nulle. Les valeurs maximales réelles de P varient autour de 375 Watts à J-1 (*Tableau en annexe IX*).

En comparant les courbes avant et après fatigue, nous nous apercevons qu'il y a dans tous les cas de fatigue, une chute des valeurs à  $J_0$  par rapport à J-1, chute moins marquée à  $J_0$  concentrique. Le retour aux valeurs initiales se fait plus ou moins lentement après fatigue isométrique et excentrique mais rapidement, avec même surcompensation, après fatigue concentrique.

Les valeurs des paramètres des relations F.V. et P.V. (*Fig. 37 à 43*) sont portées sur le *tableau XI*.

En partant de l'équation  $(F + a) (V + b) = c$ , nous avons pu connaître les valeurs extrapolées de la force et de la vitesse à partir des paramètres de l'hyperbole.

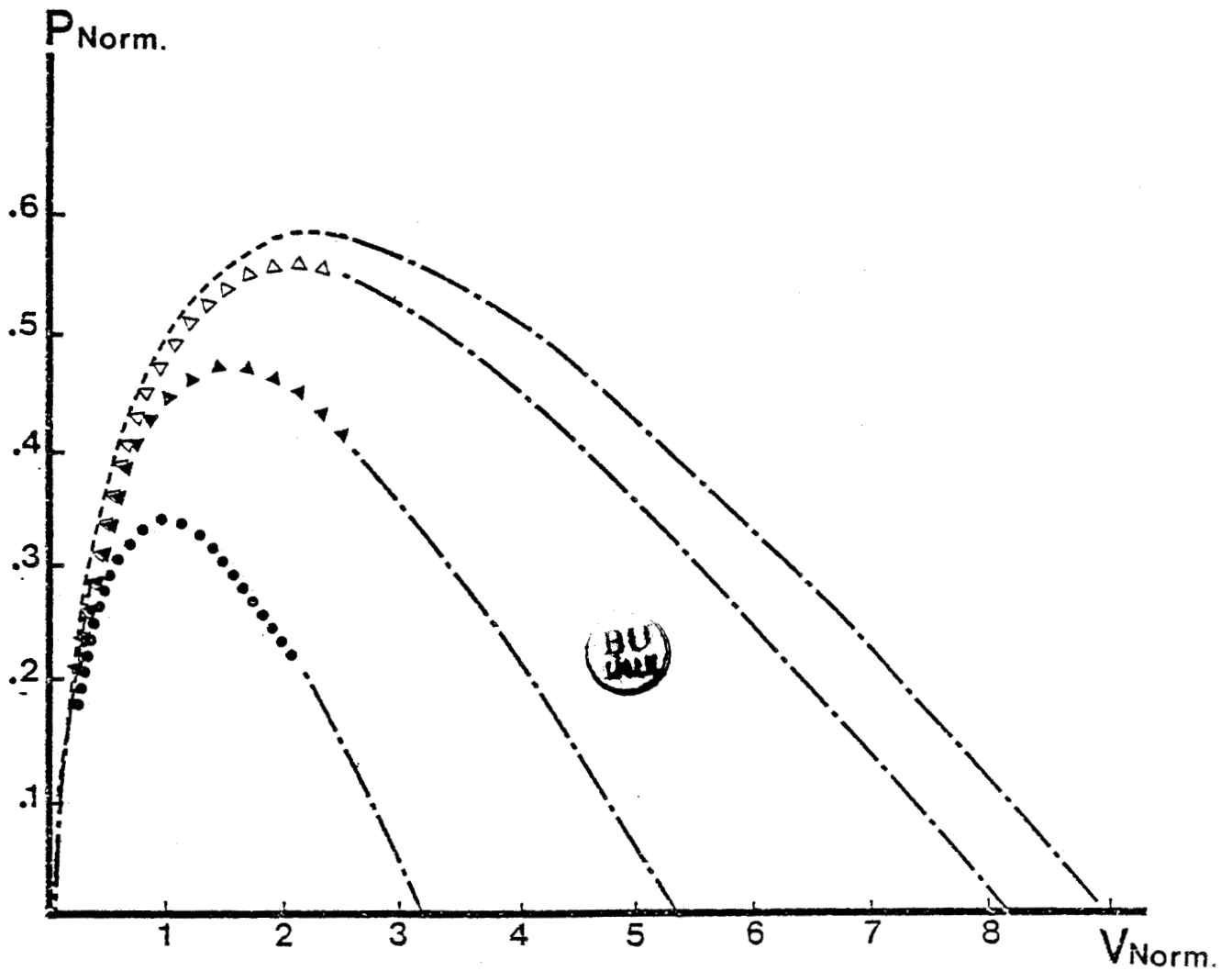


Fig. 41 - Relations puissance-vitesse (5 sujets) en valeurs normalisées par rapport à  $J-1$  et extrapolées avant et après fatigue isométrique.

- · — : valeurs extrapolées
- - - : valeurs enregistrées ( $J-1$ )
- ● ● ● : valeurs enregistrées ( $J_0$ )
- ▲ ▲ ▲ ▲ : valeurs enregistrées ( $J+1$ )
- △ △ △ △ : valeurs enregistrées ( $J+2$ )

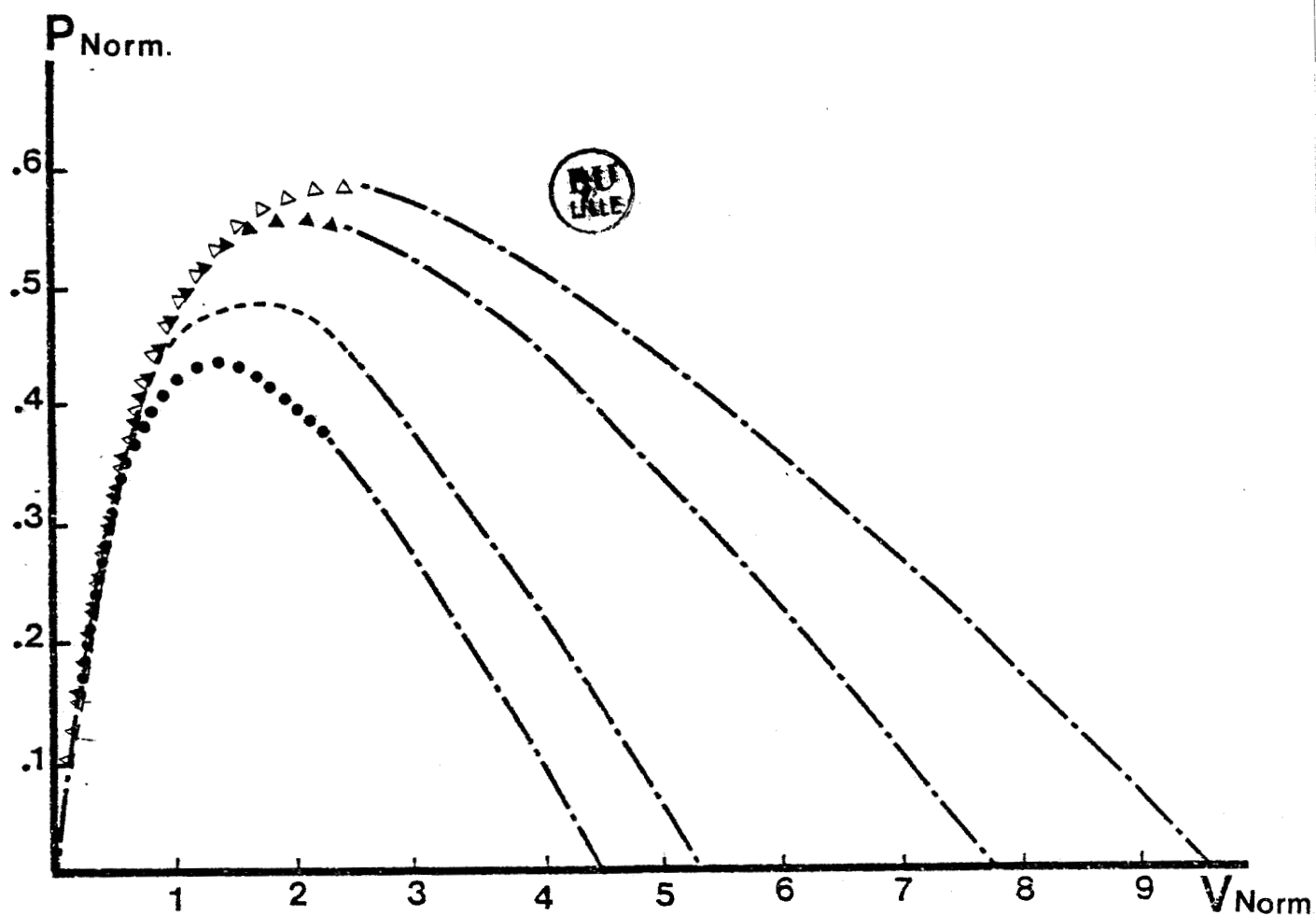


Fig. 42 - Relations puissance-vitesse (5 sujets) en valeurs normalisées par rapport à  $J-1$  et extrapolées, avant et après fatigue concentrique.

- . — : valeurs extrapolées
- - - : valeurs enregistrées ( $J-1$ )
- • • • : valeurs enregistrées ( $J_0$ )
- ▲ ▲ ▲ ▲ : valeurs enregistrées ( $J+1$ )
- △ △ △ △ : valeurs enregistrées ( $J+2$ )

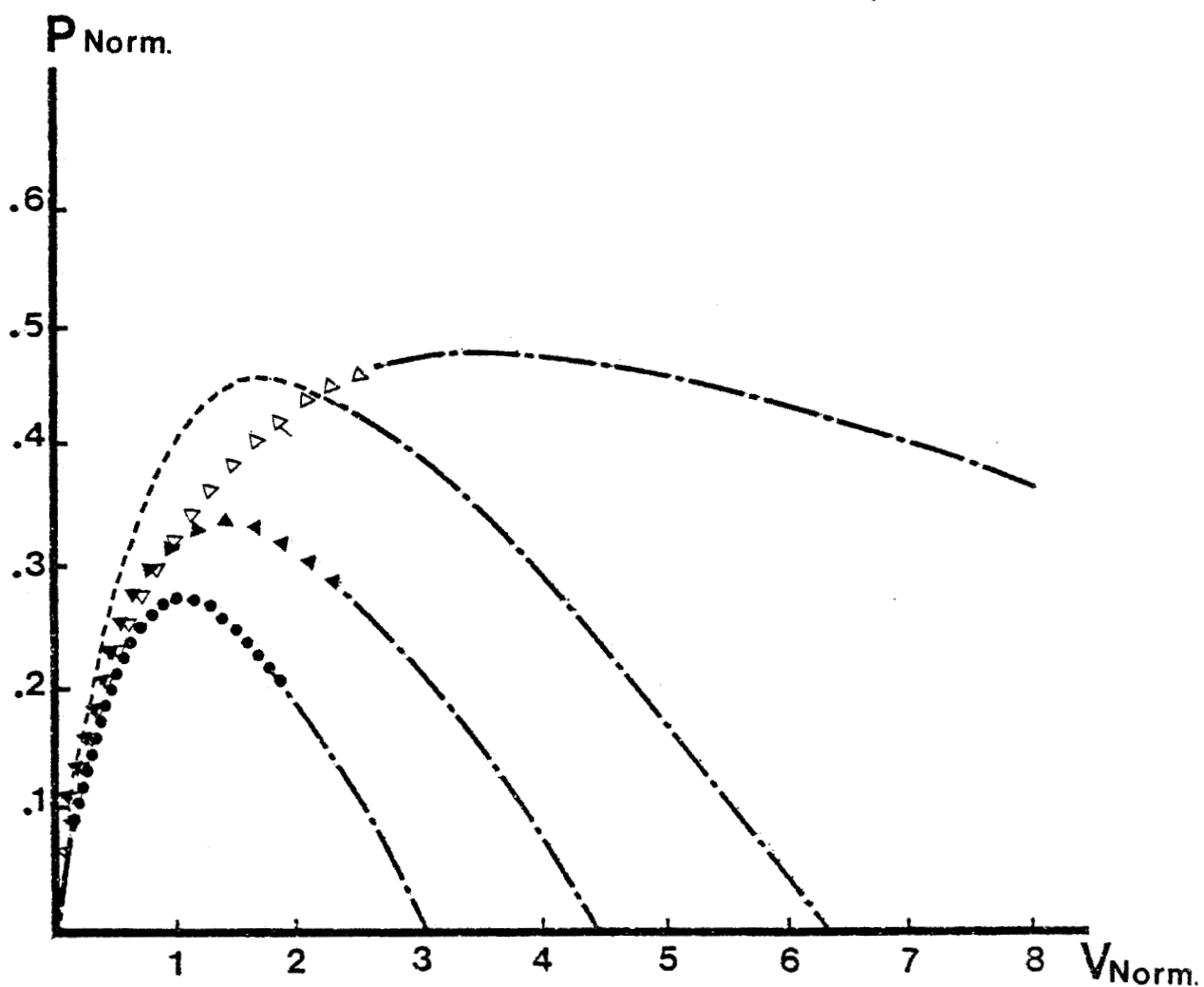


Fig. 43 - Relations puissance-vitesse (5 sujets) en valeurs normalisées par rapport à  $J-1$  et extrapolées, avant et après fatigue excentrique.

- · — : valeurs extrapolées
- - - : valeurs enregistrées ( $J-1$ )
- • • • : valeurs enregistrées ( $J_0$ )
- ▲ ▲ ▲ ▲ : valeurs enregistrées ( $J+1$ )
- △ △ △ △ : valeurs enregistrées ( $J+2$ )

		a	b	c	$F_0$	$V_0$	$F_{Pmax}$	$V_{Pmax}$	$P_{max}$	a/ $F_0$
Avant et après fatigue isométrique	J-1	.1261	1.079	1.288	1.0676	9.1351	.2619	2.2408	.5868	.1181
	$J_0$	.3190	.9275	1.286	1.0675	3.1038	.3461	1.0062	.3482	.2988
	J+1	.1995	.9859	1.276	1.0947	5.4101	.3086	1.5252	.4707	.1822
	J+2	.1387	1.045	1.277	1.0833	8.1619	.2730	2.0568	.5615	.1280
Avant et après fatigue concentrique	J-1	.2063	.9592	1.316	1.1657	5.4199	.3257	1.5144	.4933	.1770
	$J_0$	.2292	1.008	1.282	1.0426	4.5854	.3107	1.3665	.4246	.2198
	J+1	.1431	1.061	1.287	1.0699	7.9327	.2735	2.0281	.5547	.1337
	J+2	.1166	1.127	1.258	.9996	9.6620	.2442	2.3600	.5762	.1166
Avant et après fatigue excentrique	J-1	.1666	1.128	1.225	.9194	6.2249	.2588	1.7520	.4533	.1872
	$J_0$	.2862	1.138	1.185	.7551	3.0025	.2597	1.0327	.2682	.3790
	J+1	.2101	1.188	1.170	.7747	4.3808	.2448	1.3841	.3388	.2712
	J+2	.0562	1.582	.9868	.5675	15.9674	.1311	3.6871	.4832	.0991

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

Valeurs générales normalisées par rapport à  $F_0$ , J-1, 75° et  $L_0$ .

- $F_0$  : Force maximale extrapolée ( $V = 0$ )  
 $V_0$  : Vitesse maximale extrapolée ( $F = 0$ )  
 $F_{Pmax}$  : Valeur de la force à  $P_{max}$   
 $V_{Pmax}$  : Valeur de la vitesse à  $P_{max}$   
 $P_{max}$  : Puissance maximale extrapolée

## C - DISCUSSION

C'est en partant de la moyenne des données normalisées et extrapolées individuelles -et non des données générales du *tableau XI*- que nous avons mené notre discussion.

Cette procédure a eu pour effet d'atténuer les fortes variations de  $V_0$  et  $F_0$  obtenues par extrapolation.

### I - EVOLUTION DES RECUPERATIONS DE FORCE, DE VITESSE ET DE PUISSANCE

Les *figures 44, 45 et 46* représentent l'évolution des récupérations de force, de vitesse et de puissance lors d'un mouvement volontaire maximal de flexion.

D'une façon générale, il semble que la récupération de la puissance s'opère plus par la récupération de la vitesse de raccourcissement que par celle de la force.

La récupération du niveau initial de puissance est effectuée à J+1 après fatigue isométrique et concentrique et elle n'est pas encore effectuée à J+2 après fatigue excentrique.

Si les niveaux de force varient peu dans les trois régimes, il semble que la vitesse, après une chute à  $J_0$ , revienne à son niveau initial à J+1 après fatigues isométrique et concentrique et "surcompense" à J+2 dans ces mêmes régimes et ceci, contrairement au régime de fatigue excentrique où il n'y a aucune compensation à J+2.

Il semble en définitive qu'une séance de musculation en régime isométrique ou concentrique ait les mêmes effets quant aux récupérations de vitesse de force et de puissance et que la fatigue excentrique ne permette pas une récupération rapide en puissance et surtout en vitesse.

Par ailleurs, les valeurs de  $V_{P_{max}}$  par rapport à  $V_0$  varient avec



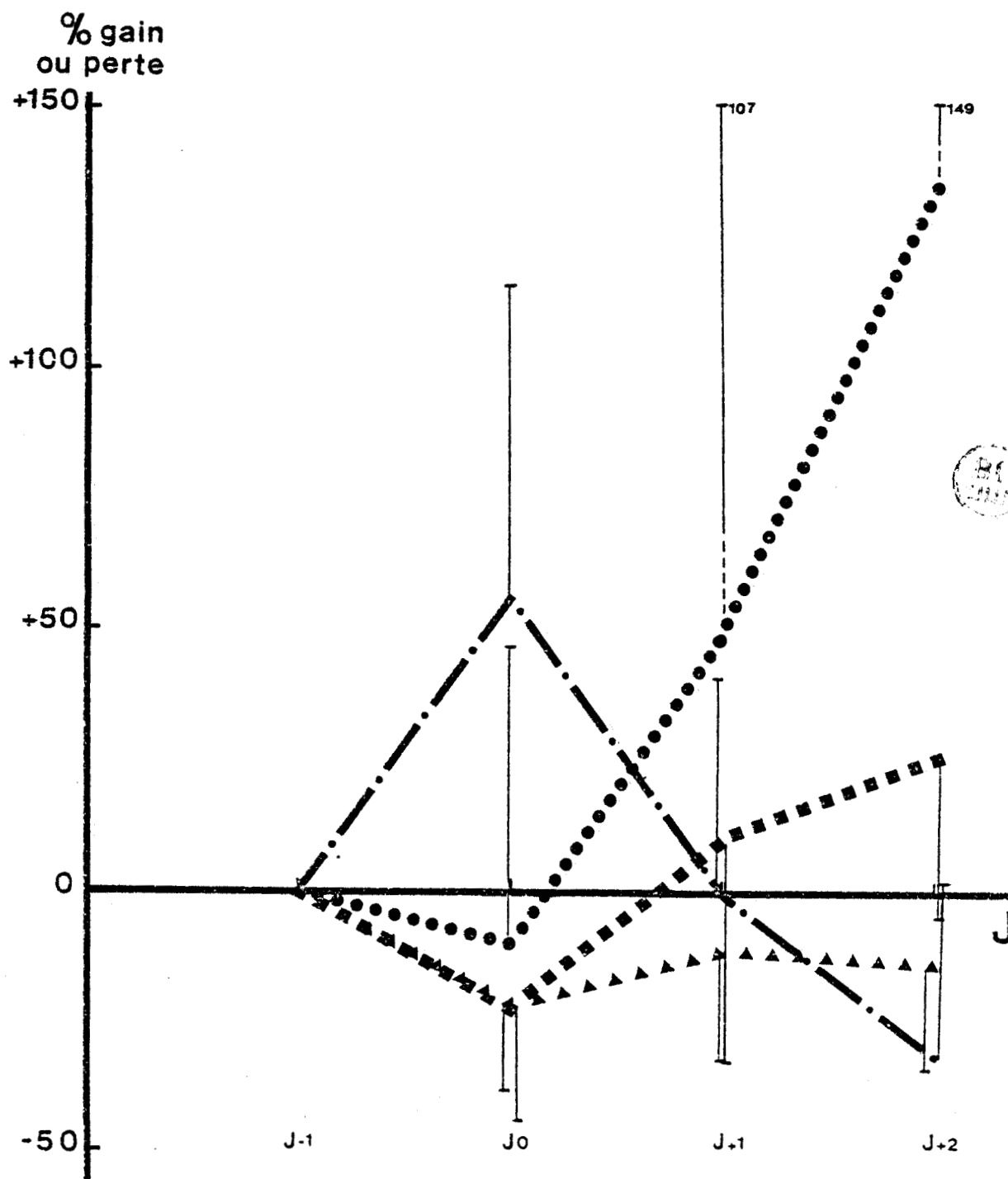
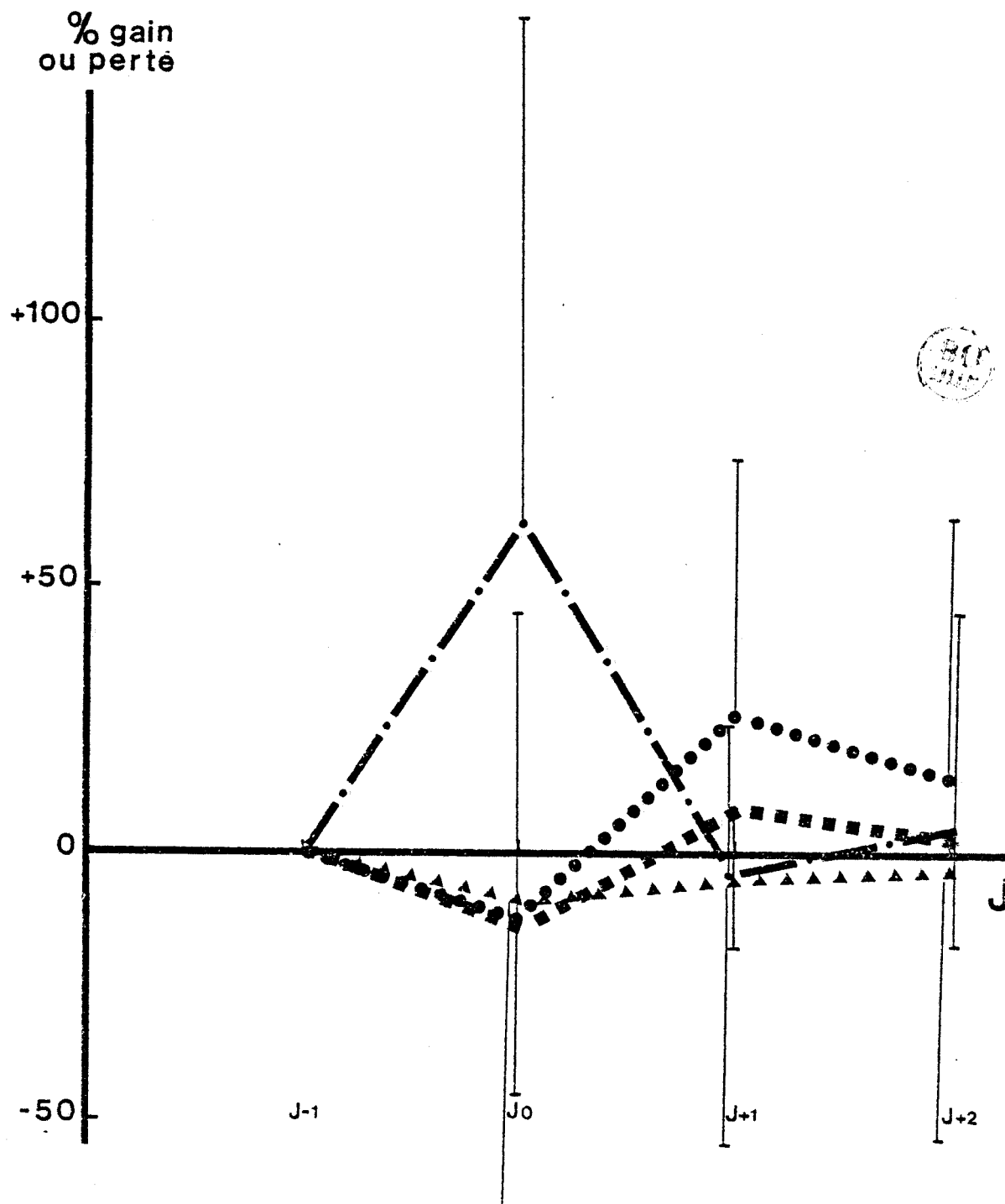


Fig. 44 - Evolution des récupérations de force, vitesse, puissance, après fatigue isométrique (exprimée en pourcentage de gain ou de perte par rapport aux valeurs de  $J - 1$ ).

- ▲ ▲ ▲ : force
- ● ● ● : vitesse
- ■ ■ : puissance
- · — :  $a/F_0$



*Fig. 45 - Evolution des récupérations de force, vitesse, puissance, après fatigue concentrique (exprimée en pourcentage de gain ou de perte par rapport aux valeurs de  $J - 1$ ).*

- ▲ ▲ ▲ : force
- ● ● ● : vitesse
- ■ ■ : puissance
- — • :  $a/F_0$

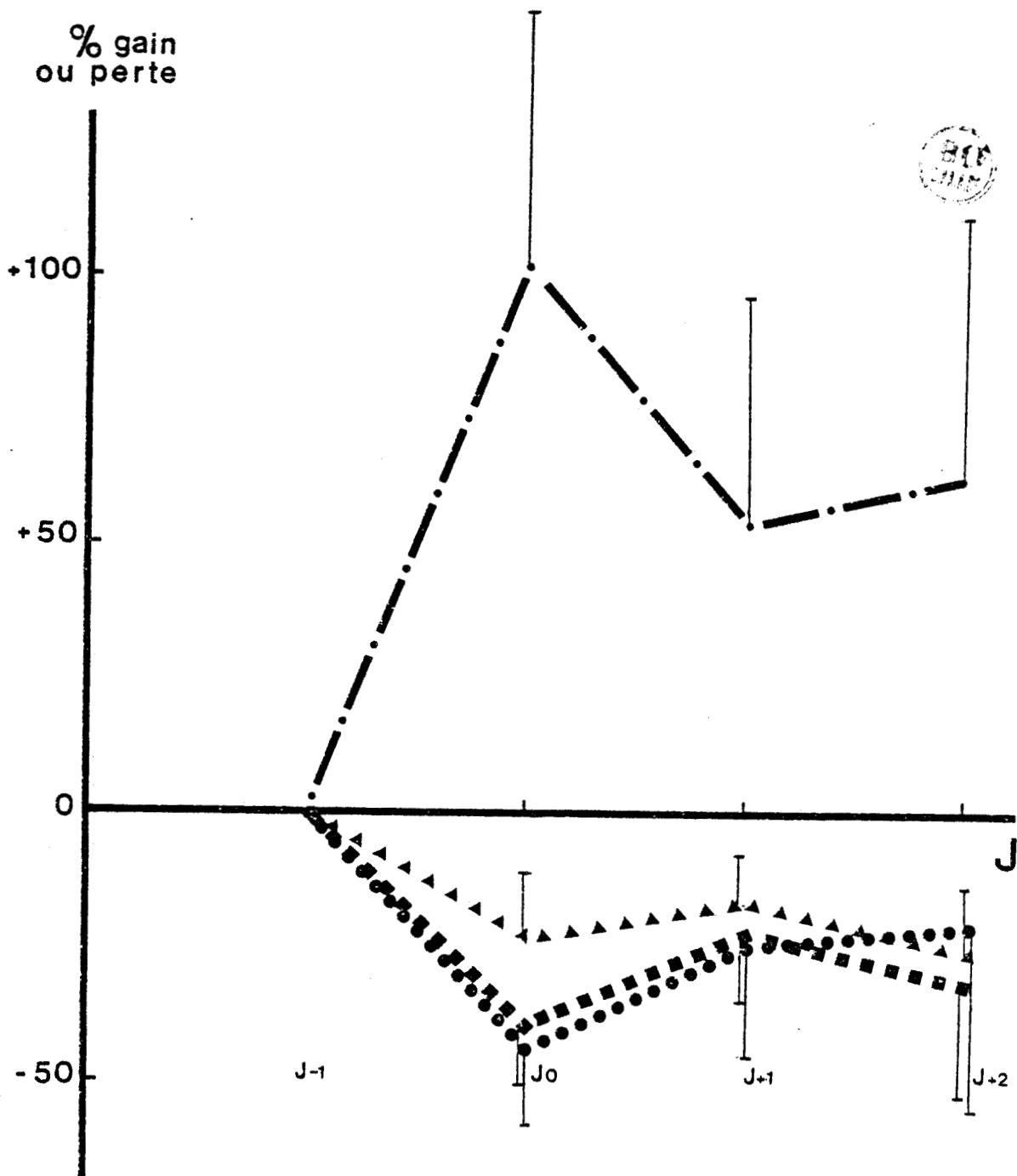
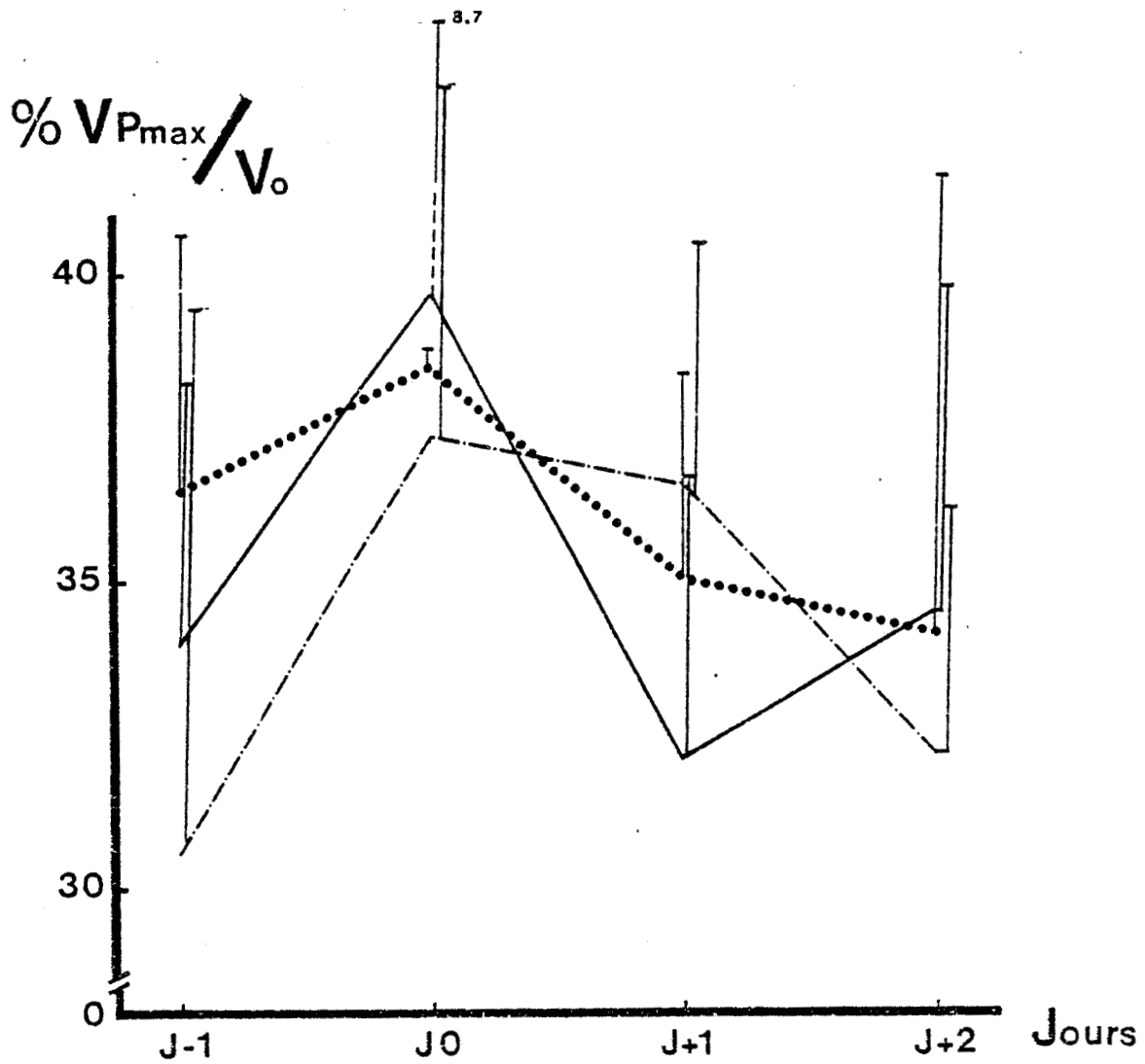


Fig. 46 - Evolution des récupérations de force, vitesse, puissance, après fatigue excentrique (exprimée en pourcentage de gain ou de perte par rapport aux valeurs de  $J - 1$ ).

- ▲ ▲ ▲ : force
- ● ● : vitesse
- ■ ■ : puissance
- — · :  $a/F_0$



*Fig. 47 - Evolution du rapport vitesse à puissance maximale/vitesse maximale en fonction des épreuves de fatigue et des jours.*

*Avant et après fatigue isométrique* ———

*Avant et après fatigue excentrique* ●●●●●

*Avant et après fatigue concentrique* —•—

A - RÉSUMÉ DES RÉSULTATS	116
1. COMMANDE MOTRICE : DONNEES ELECTROMYOGRAPHIQUES	116
2. PROPRIETES BIOMECANIQUES	117
B - CONCLUSION	118
1. REGIMES DE FATIGUE ET REPETITIONS D'EFFORT	118
2. FATIGUE MUSCULAIRE ET RECUPERATION	120
a - <i>Problèmes liés à l'épreuve de fatigue</i>	120
b - <i>Récupération des propriétés contractiles musculaires</i>	122
c - <i>Récupération des propriétés élastiques musculaires</i>	124
3. FATIGUE MUSCULAIRE ET SURCOMPENSATION	124

la fatigue. La *figure 47* nous montre qu'à  $J_0$  la puissance maximale ( $P_{max}$ ) est atteinte vers 38,5 % de  $V_0$  (en tenant compte des  $V_0$  des jours considérés). La différence entre les valeurs de  $J-1 - J_0$ , tous régimes confondus, est significative à .05 (test de Wilcoxon). Les deux jours suivants, on assiste à un retour aux valeurs initiales.

## II - SIGNIFICATION DU RAPPORT $a/F_0$

Les fonctions hyperboliques individuelles nous ont permis de calculer le rapport  $a/F_0$  et de voir comment il évolue en fonction des épreuves de fatigue et des jours (*Tableau XII et fig. 48*).

		J-1	$J_0$	J+1	J+2
Avant et après fatigue isométrique	$\bar{x}$	.3277	.6189	.3148	.4820
	$\delta$	.2471	.5514	.1357	.3504
Avant et après fatigue concentrique	$\bar{x}$	.3310	.7217	.5919	.3366
	$\delta$	.2043	.4862	.3730	.2992
Avant et après fatigue excentrique	$\bar{x}$	.3609	.6287	.4724	.4699
	$\delta$	.3606	.0577	.1782	.3809

*Tableau XII - Valeurs moyennes du rapport  $a/F_0$  (cinq sujets) en fonction des épreuves de fatigue et des jours.*

A  $J-1$ , tous régimes confondus, la moyenne des valeurs de  $a/F_0$  est de .34 ( $\mp .24$ ). Cette valeur confirme celle de *WILKIE (1950)* : .36, *PERTUZON (1972)* ou *PINI (1966)* : .33. Notons à  $J_0$  une augmentation du rapport  $a/F_0$  peu significative au seuil de .05 (Test de Wilcoxon), suivie d'un retour en deux jours vers les valeurs initiales.

Il a été montré que l'exercice augmente la température musculaire (*SALTIN et HERMANSEN, 1966*). Cette augmentation de température due à la fatigue

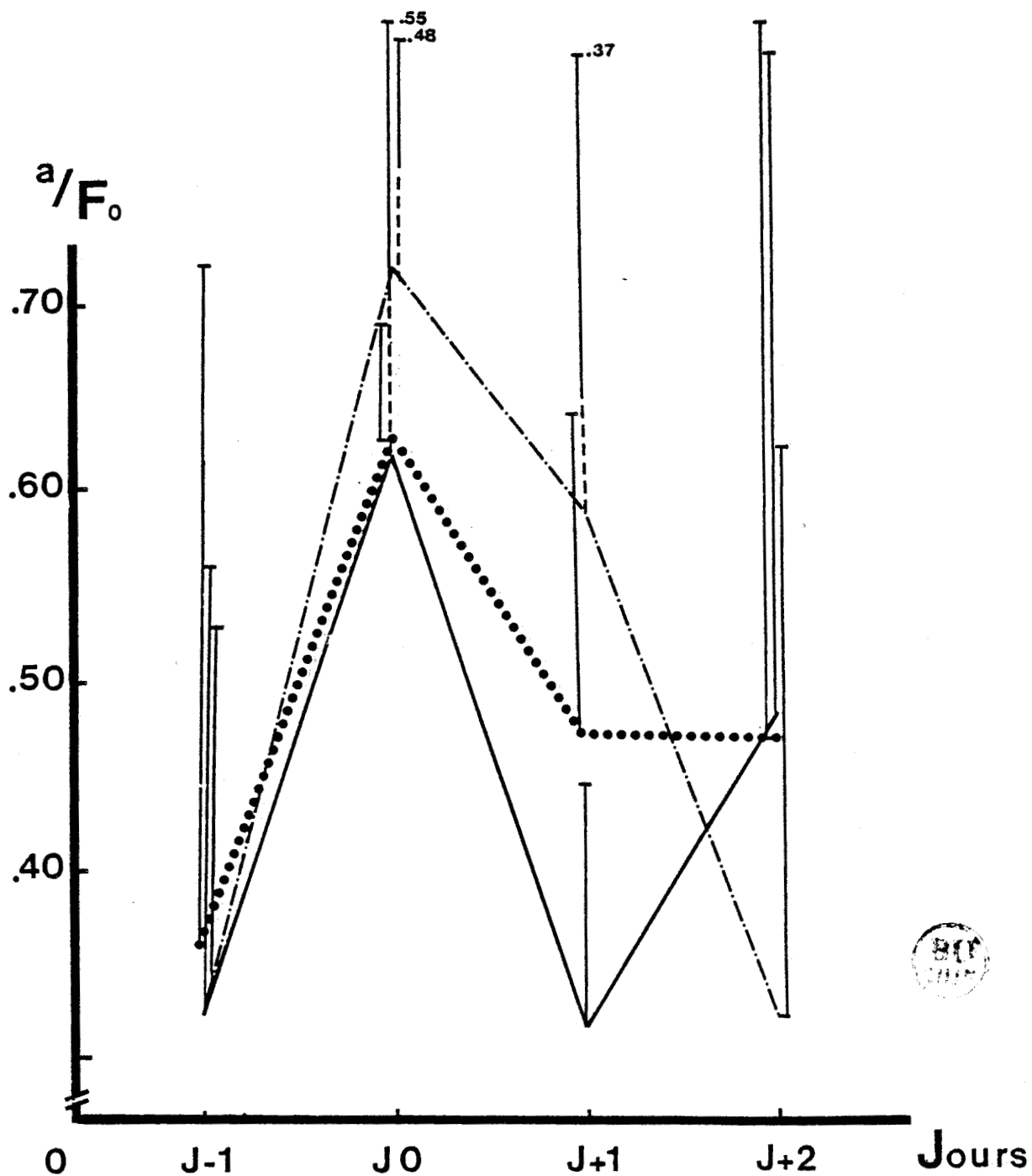


Fig. 48 - Evolution de la valeur du rapport  $a/F_0$  en fonction des régimes de fatigue et des jours

Avant et après fatigue isométrique      ———  
 Avant et après fatigue concentrique      — · —  
 Avant et après fatigue excentrique      ·····

musculaire influe sur le rapport  $a/F_0$ . *BINKHORST et al.* (1977) ont montré que pour une augmentation de température de 22 à 38°C, le rapport  $a/F_0$  augmentait également. Les travaux de *MICHIELLI* (1965) portant sur une augmentation de température de 36 à 40°C des fléchisseurs du coude vont dans le même sens. Le rôle de l'accroissement de température dans l'augmentation du rapport  $a/F_0$  ne vaut que pour  $J_0$  c'est-à-dire juste après exercice.

Par ailleurs, la modification du rapport  $a/F_0$  est indicative des variations de la vitesse maximale. Si *CLOSE* (1972) a montré sur le muscle isolé que ce rapport est plus important pour les muscles rapides que pour les muscles lents, nous pouvons estimer qu'il peut constituer un indice de la fatigue musculaire. En effet à  $J_0$ , le rapport  $a/F_0$  est toujours plus grand qu'à  $J-1$ . Durant l'épreuve de fatigue, les U.M. sont recrutées dans l'ordre décroissant de leur fatigabilité (*STEPHENS et USHERWOOD, 1977*). On peut comprendre que les U.M. très résistantes mais lentes maintiennent leur activité plus longtemps que les U.M. peu résistantes mais rapides donnant ainsi au rapport  $a/F_0$  valeur d'indice de vitesse quand il s'agit de comparer des muscles différents ou d'indice de fatigue quand on prend un même muscle en référence.



## CHAPITRE V

EFFETS MÉCANIQUES DE LA COMMANDE MOTRICE :  
PROPRIÉTÉS ÉLASTIQUES MUSCULAIRES  
(RELATION COMPLIANCE-FORCE)

A - ENREGISTREMENTS	109
B - RÉSULTATS	109
C - DISCUSSION	114

## A - ENREGISTREMENTS

La relation compliance-force a été mesurée à 75°.

La *figure 49* montre un exemple d'enregistrement ayant servi au calcul de la compliance K du fléchisseur équivalent ( $K = \frac{\Delta L}{\Delta F}$ ).

Nous remarquons en A sur l'EMG du B.B. et du B.R. un silence électromyographique lié à un réflexe d'unloading (*ANGEL et al.*, 1965) dont la latence est de 50 ms (*PERTUZON*, 1972 ; *GOUBEL*, 1974).

Ce réflexe est parfois suivi sur le T.B. d'une bouffée d'activité due à un réflexe d'étirement (*MATTHEWS*, 1972).

Selon *WILKIE* (1956), la mesure de la compliance peut se faire dans la phase décroissante de l'accélération car cette période correspond à la seule mise en jeu de la C.E.S. La mesure peut se poursuivre au moins jusqu'à l'apparition du réflexe d'étirement sur le tracé de l'EMG du triceps (*GOUBEL et PERTUZON*, 1973).

Ainsi,  $\Delta L$  a été calculé selon la différence  $A_1 B_1 - A_2 B_2$  (*Fig. 49*) et  $\Delta F$  a été calculé à partir de l'accélération :  $C_1 D_1 - C_2 D_2$ .

Nous avons dû parfois extrapoler des valeurs de  $\theta''$  en prolongeant la première pente de la décroissance de  $\theta''$ . Ce procédé, standardisé et reconduit systématiquement quand il y avait lieu, n'a donc pas entaché nos résultats d'erreurs surtout qu'ils étaient traités comparativement.

## B - RÉSULTATS

Les résultats ont été normalisés par rapport à la valeur de  $L_0/F_0$  de J-1 et de la valeur de  $F_0$  à J-1. La relation entre K et F a été ajustée à quatre types de fonctions (linéaire, puissance, logarithmique et exponentielle). C'est la fonction puissance qui s'ajuste le mieux aux résultats.

Après *fatigue isométrique* (*Fig. 50*), nous remarquons une augmentation de la compliance pour les plus faibles valeurs de force suivie d'un

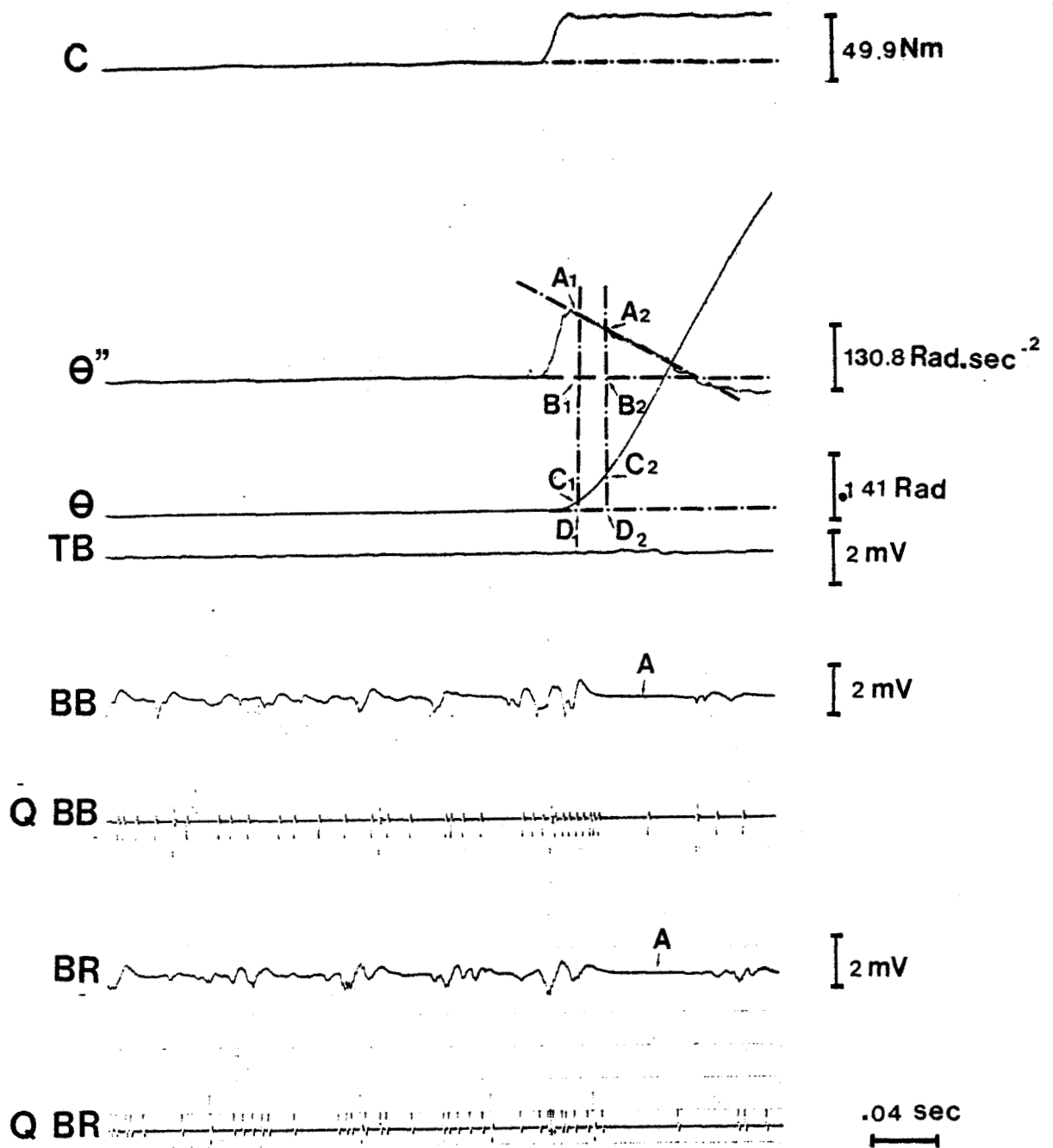


Fig. 49 - Enregistrement de quick-release (sujet F.M.,  $\theta$  de départ :  $75^\circ$  explications dans le texte).

- C : couple  
 $\theta''$  : accélération angulaire  
 $\theta$  : angle de l'articulation  
 EMG TB : électromyogramme du TB  
 EMG BB : électromyogramme du BB  
 $Q_{BB}$  : électromyogramme intégré du BB  
 EMG BR : électromyogramme du BR  
 $Q_{BR}$  : électromyogramme intégré du BR

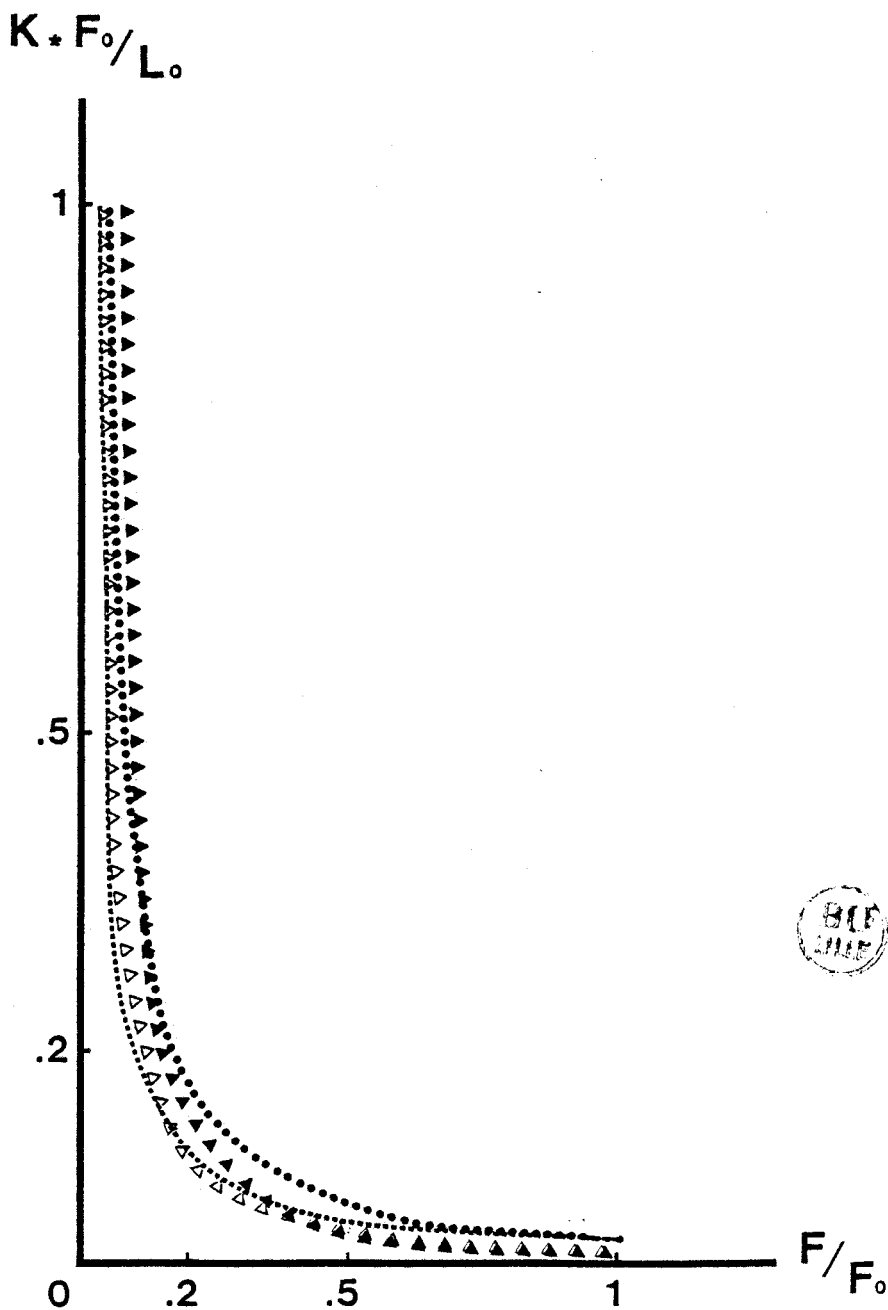
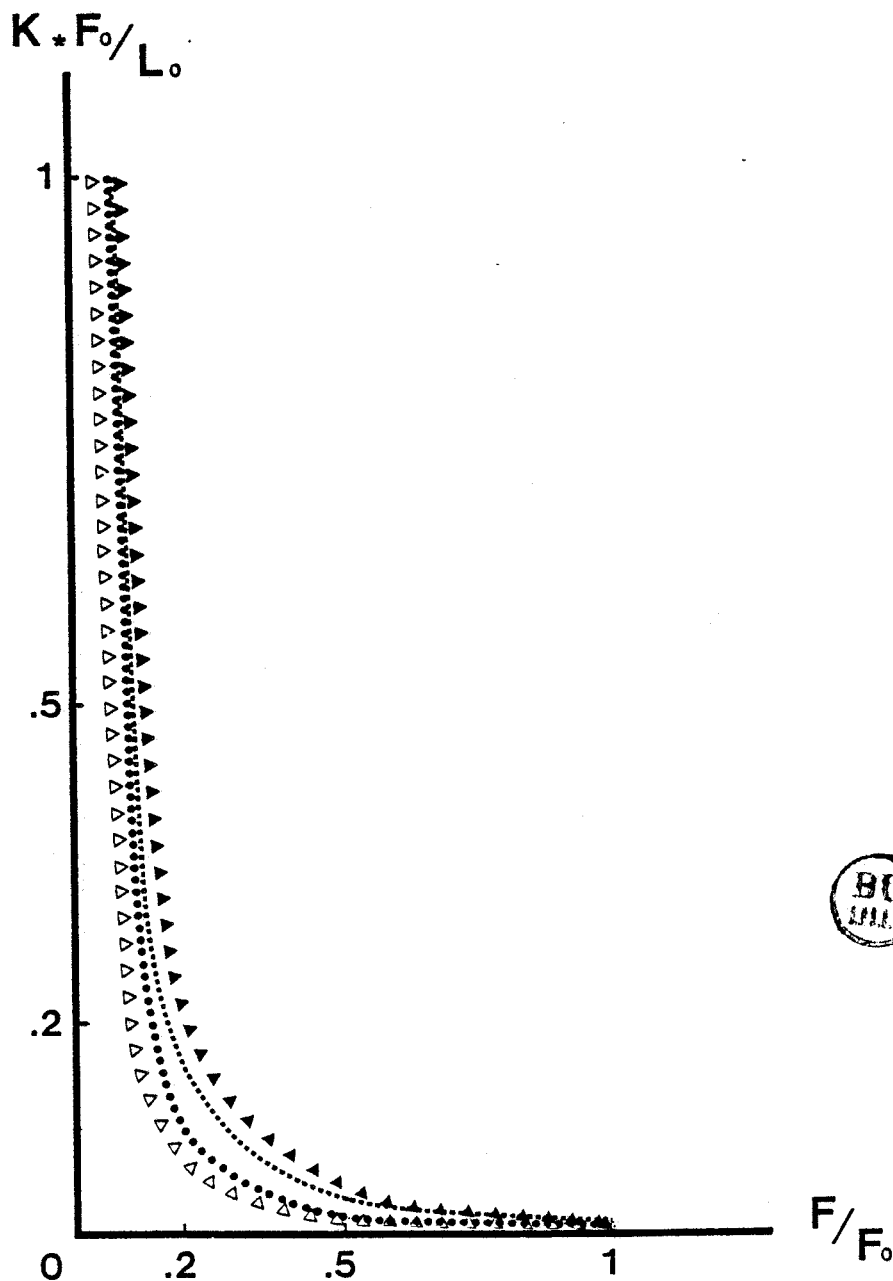


Fig. 50 - Relations compliance-force normalisées, avant et après fatigue isométrique établies à partir des ajustements à une fonction puissance (explications dans le texte).

$J - 1$	: .....	$K = .02 F^{-.95}$	$r = .54^*$
$J_0$	: • • • • •	$K = .02 F^{-1.33}$	$r = .74^*$
$J + 1$	: ▲ ▲ ▲	$K = .01 F^{-1.66}$	$r = .85^*$
$J + 2$	: △ △ △	$K = .01 F^{-1.35}$	$r = .69^*$

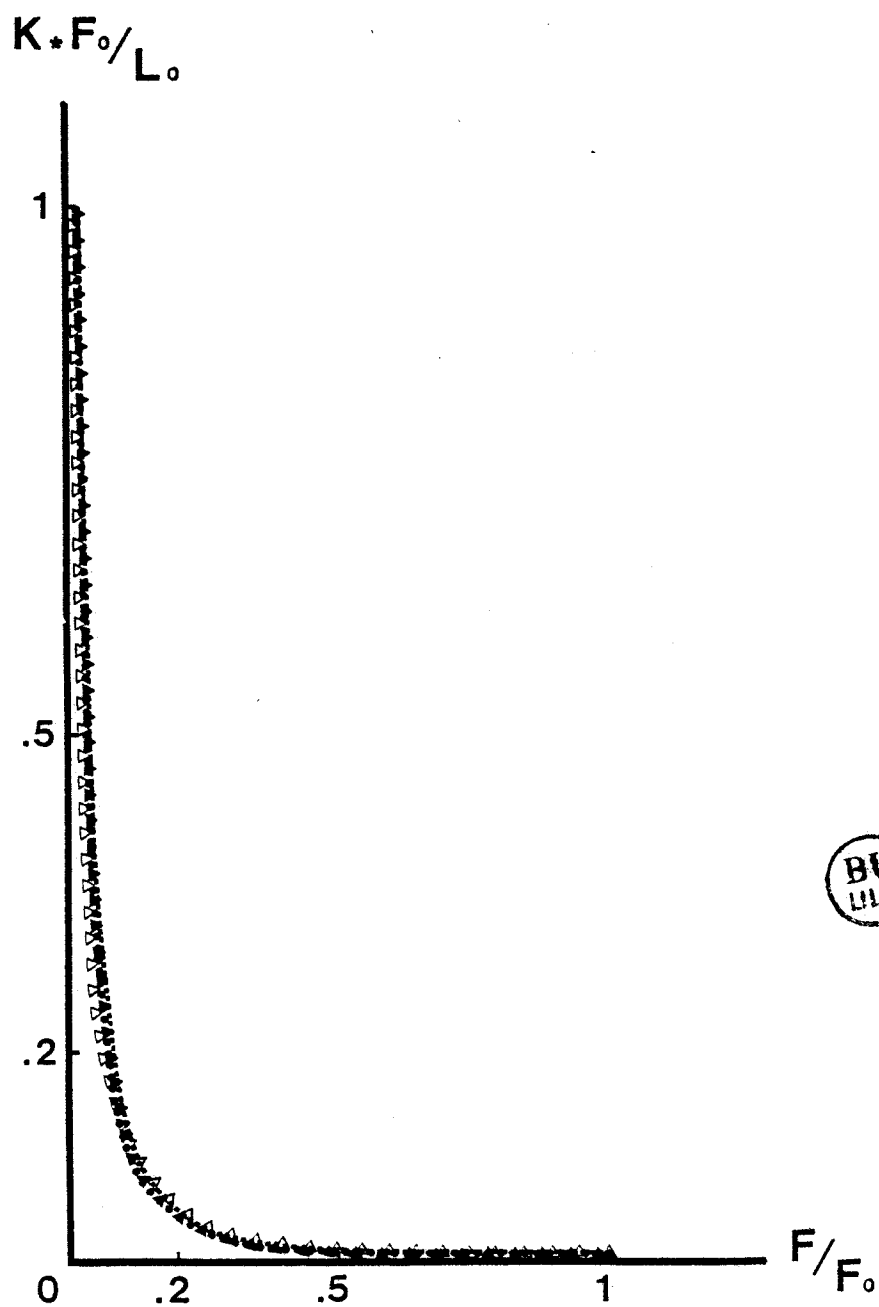
\* significatif à .01



*Fig. 51 - Relations compliance-force normalisées, avant et après fatigue concentrique établies à partir des ajustements à une fonction puissance (explications dans le texte).*

$J - 1$ : .....	$K = .01 F^{-1.63}$	$r = .79^*$
$J_0$ : ●●●●	$K = .003 F^{-2.07}$	$r = .86^*$
$J + 1$ : ▲▲▲	$K = .01 F^{-1.76}$	$r = .70^*$
$J + 2$ : △△△	$K = .005 F^{-1.63}$	$r = .84^*$

\* significatif à .01



*Fig. 52 - Relations compliance-force normalisées, avant et après fatigue excentrique établies à partir des ajustements à une fonction puissance (explications dans le texte).*

$J - 1$ : .....	$K = .004 F^{-1.53}$	$r = .76^*$
$J_0$ : ••••	$K = .004 F^{-1.45}$	$r = .79^*$
$J + 1$ : ▲▲▲	$K = .003 F^{-1.56}$	$r = .79^*$
$J + 2$ : △△△	$K = .007 F^{-1.24}$	$r = .67^*$

\* significatif à .01

retour aux valeurs initiales à J+1 et J+2. Ce retour semble plus rapide pour les plus fortes valeurs de force. Les différences entre les jours sont uniquement significatives entre J-1 et J+1 au seuil de .001.

*Après fatigue concentrique (Fig. 51), la compliance diminue peu aux faibles valeurs de force et plus sensiblement aux valeurs moyennes de force (différence significative à .01). A J+1 et J+2, les différences enregistrées ne sont pas significatives.*

*Après fatigue excentrique (Fig. 52), nous ne décelons aucune différence significative.*

### C - DISCUSSION

*LENSEL (1978) travaillant sur le muscle isolé trouve que la compliance augmente quand le muscle est fatigué. VIGREUX et al. (1980) arrivent aux mêmes résultats en travaillant sur le muscle in situ.*

Les différences peu ou pas significatives de nos résultats, selon les jours ou les régimes, ne nous permettent pas d'aller dans ce sens. Faisons également remarquer que ni le protocole ni la méthodologie n'étaient comparables aux nôtres. L'analyse de l'évolution de la compliance durant le développement de la fatigue à niveau de force maximal n'est pas de même nature que l'analyse de la compliance après épreuve de fatigue à niveau de force croissant.

Nos résultats sembleraient indiquer qu'il y a peu de variation de la compliance après la fatigue. Travaillant sur la raideur, *HUNTER et KEARNEY (1983)* trouvent peu de variation de celle-ci durant une contraction fatigante.

De même, s'il a été montré que l'exercice augmentait la température musculaire, *ASMUSSEN et al. (1975)* trouvent que celle-ci n'a pas d'influence sur l'augmentation de la raideur.



Il semblerait également que notre étude ait été limitée par la technique. La méthode de quick-release (Q.R.) ne semble pas a posteriori adaptée à nos travaux.

L'examen des coefficients de corrélation montre une dispersion qui n'est pas seulement imputable aux conditions expérimentales in situ. Déjà remarqué par *GOUBEL et PERTUZON (1973)*, il semble que la méthode de quick-release, si elle est performante pour témoigner de la compliance d'un muscle, n'est pas assez fine pour apprécier des variations de la compliance, comme nous aurions pu nous y attendre, pour juger de l'évolution de celle-ci après fatigue. Il s'est passé comme un "gommage" des informations comparativement à la compliance étudiée sur muscle isolé. En effet, la mesure de la compliance porte sur la phase de détente de la C.E.S. Or, dans la technique par Q.R., l'inertie opposée au mouvement ne permet pas un raccourcissement instantané des éléments élastiques et, de ce fait, la détente de la C.E.S. passe de 5 ms (muscle isolé) à 40-50 ms (muscle in situ) (*GOUBEL et PERTUZON, 1973*). En outre, la variation de la longueur du muscle est plus faible pour le muscle in situ ( $\bar{\pm}$  1,4 %) que pour le muscle isolé (2 %, *JEWELL et WILKIE, 1958* ; 6 %, *MASHIMA et al., 1972*). Ce double gommage explique le peu de variation de la relation K.F.

RÉSUMÉ ET CONCLUSION

La finalité de cette étude était de connaître les effets d'une épreuve de fatigue sur les propriétés biomécaniques des fléchisseurs du coude.

L'épreuve de fatigue, apparent e le plus fidèlement possible à une séance de musculation, a été conduite selon trois régimes : isométrique, concentrique, excentrique.

Nos résultats, discutés à chaque chapitre, seront synthétisés en un premier temps puis exploités d'une façon plus appliquée afin de voir si, dans le domaine des A.P.S., cette étude peut apporter quelques éléments d'analyse des pratiques de musculation.

## A - RÉSUMÉ DES RÉSULTATS

Les résultats qui nous ont paru les plus intéressants sont réunis dans les *tableaux XIII et XIV*.

### I - COMMANDE MOTRICE : DONNEES ELECTROMYOGRAPHIQUES

Le *tableau XIII* nous montre les évolutions du coût électromyographique c'est-à-dire une comparaison des pentes de la relation  $EMG_i$ -couple et l'évolution des valeurs maximales enregistrées pour l' $EMG_i$ .

		J <sub>0</sub>	J+1	J+2
Coût électro- myographique	I	↗ du coût	↗ du coût	récupération impar- faite
	C	↗ du coût	récupération totale	récupération totale
	E	↗ du coût	récupération totale	récupération totale
$EMG_i$ max.	I	↘ de l' $EMG_i$ max.	↘ de l' $EMG_i$ max.	récupération totale
	C	↘ de l' $EMG_i$ max.	récupération impar- faite	récupération totale
	E	↘ de l' $EMG_i$ max.	↘ de l' $EMG_i$ max.	récupération non commenc�e

*Tableau XIII - Evolution de certains éléments de la commande motrice après épreuve de fatigue isométrique (I), concentrique (C) et excentrique (E).  
Les indications d'évolution le sont par rapport à J-1.*

Nous pouvons voir que le régime de fatigue concentrique est le moins perturbant. Après fatigue isométrique, les altérations sont dues conjointement à la chute du niveau maximal de l' $EMG_i$  et à l'augmentation du coût électromyographique. La raison invoquée a été le nombre important de contractions nécessaires pour arriver à l'état de fatigue. Après fatigue excentrique, si la récupération du coût électromyographique est rapide, nous avons une incapacité à obtenir un  $EMG_i$  maximal comparable à celui de J-1. Pour ce régime, il semble que la douleur persistante occasionnée par la fatigue explique que les efforts maximaux soient insoutenables pour les sujets alors que pour des efforts moindres, les effets de la fatigue se fassent moins sentir.

## II - PROPRIETES BIOMECHANQUES

Le tableau XIV indique les tendances après fatigue de quelques données isométriques (Couple) ou concentriques (Force, vitesse, puissance).

		J <sub>0</sub>	J+1	J+2
Couple	I	↘	□	■
	C	↘	■	■
	E	↘	↘	□
V <sub>0</sub>	I	↘	↗	↗
	C	↘	↗	↗
	E	↘	↘	↘
F <sub>0</sub>	I	↘	↘	↘
	C	↘	□	□
	E	↘	↘	↘
P. max.	I	↘	■	↘
	C	↘	■	■
	E	↘	↘	↘

Tableau XIV - Indications des tendances de récupération après fatigues isométrique (I), concentrique (C) et excentrique (E) de quelques données mécaniques. Les tendances, exprimées de façon symbolique, sont relatives aux valeurs trouvées à J-1.

### Signification des symboles :

- ↘ : baisse de niveau
- ↘ : baisse importante de niveau
- ↗ : augmentation de niveau
- ↗ : surcompensation
- : récupération incomplète
- : récupération totale

Les fatigues font chuter les différentes données mécaniques qu'elles soient testées en contractions statiques (Couple) ou en dynamiques ( $V_0$ ,  $F_0$ ,  $P_{max}$ ).

La récupération du couple paraît se différencier des autres récupérations : elle est plus ou moins lente selon les régimes et ne favorise pas, semble-t-il, les surcompensations. Par contre, en condition de test dynamique, nous constatons des surcompensations de puissance dues aux vitesses ; les niveaux de force n'étant pas ou peu récupérés, quel que soit le régime de fatigue.

Par ailleurs, nous pouvons remarquer que la fatigue excentrique conduit à des décalages de récupération par rapport aux deux autres types de fatigue et ceci en condition de test isométrique ou dynamique. Cette différence non expliquée par la notion de coût électromyographique pourrait être comprise en tenant compte du phénomène de douleur spécifique à la fatigue excentrique. L'incapacité de recrutement maximal d'U.M. (cf. les niveaux d'EMG<sub>i</sub> maximum) témoigne d'une altération de l'appareil contractile. Une mise en jeu des mécanismes médullaires ou centraux pourrait être évoquée.

## B - CONCLUSIONS

Nous nous proposons d'aborder cette deuxième partie de façon synthétique en essayant de faire, quand cela sera possible, des propositions d'utilisation de nos résultats dans le domaine des A.P.S. en évitant toute spéculation.

### I - REGIMES DE FATIGUE ET REPETITIONS D'EFFORT

*SHERRER* et *MONOD* (1960) ont noté que durant le travail dynamique local, une phase subjective de fatigue, c'est-à-dire une sensation de gêne, précédait une phase dite de "second souffle local", elle-même suivie d'une sensation d'effort conduisant à l'arrêt du travail ; ces phases ne sont pas douloureuses. Par contre, la douleur est ressentie dans un travail statique poussé jusqu'au seuil d'épuisement.

Depuis, certains auteurs (*TALAG*, 1973 ; *KOMI* et *VIITASALO*, 1977)

ont signalé que la douleur pouvait être ressentie spécifiquement dans le travail excentrique. Il semblerait que la fatigue excentrique, plus que la fatigue concentrique ou isométrique, augmente les altérations du matériel myofibrillaire et au niveau de la strie Z (*FRIDEN et al.*, 1983 ; *ARMSTRONG et al.*, 1983 ; *SJÖSTRÖM et FRIDEN*, 1984).

Après fatigue excentrique, les sujets ont ressenti des douleurs essentiellement situées à la base du corps charnu du B.B. et du B.R., près de l'articulation du coude. Nous pouvons penser qu'en plus des douleurs purement musculaires, d'origine d'ailleurs traumatique ou métabolique, il y aurait une diffusion de ces sensations dans les ligaments articulaires ou la capsule. Ce type de douleur a été noté par *BASMAJIAN* (1967).

Il semblerait donc que l'utilisation du régime excentrique en A.P.S. pose certains problèmes.

Ce régime de fatigue est traumatisant. Il nécessite sans doute un long apprentissage à la douleur et il semble qu'il ne doit pas être utilisé sans précaution en ce qui concerne la charge de travail, le nombre de répétitions et l'intervalle de repos entre deux séances d'entraînement.

Par ailleurs, il a été établi que la fatigue n'était pas uniquement consécutive au nombre de contractions mais aussi au régime de contraction utilisé. Ainsi, lorsque l'on veut un entraînement mettant l'accent sur la quantité de travail, il est plus intéressant d'employer des séances de musculation en contraction isométrique ou concentrique.

Si pour des raisons de spécificité de technique sportive, l'utilisation du régime excentrique s'avère nécessaire, il semble important de "préparer" les muscles longtemps à l'avance. Des séances de musculation plus courtes avec des charges de travail moins importantes semblent préférables aux séances de musculation plus intenses. En période précompétitive, l'accent devrait être mis sur la quantité de travail c'est-à-dire sur des séances peu intensives mais fréquentes. A l'approche des compétitions sportives, les séances devraient être

moins fréquentes mais plus intenses sans toutefois entraîner une fatigue importante.

## II - FATIGUE MUSCULAIRE ET RECUPERATION

De nombreux écrits ont abordé le problème de la récupération des niveaux de force après épreuve de fatigue.

Ainsi, *KOBRYN et al. (1981)* travaillent à partir d'une fatigue des muscles de la main obtenue par quatre séries de contractions isométriques exhaustives respectivement à 40, 60, 80 et 100 % de la contraction maximale volontaire (C.M.V.). Ils trouvent qu'une période quinze minutes de repos entre les quatre séries est insuffisante pour la récupération du temps d'endurance musculaire ("endurance time") c'est-à-dire du temps limite de maintien de la contraction musculaire. Ce temps décroît constamment.

*LIND (1959)* trouve que pour des contractions isométriques soutenues à 30 % de la C.M.V., seuls 70 % du temps d'endurance musculaire maximale sont récupérés après quarante minutes de repos. Il faudrait plus d'une heure trente minutes pour en récupérer la totalité.

*LUN (1976)* estime que des fatigues dues à des contractions isométriques soutenues sont récupérées après cinq heures de repos.

Même si ces études ont porté sur l'endurance musculaire locale c'est-à-dire sur des aptitudes à maintenir localement des contractions maximales ou submaximales volontaires le plus longtemps possible, nos résultats apparaissent d'une autre dimension : cinq heures de récupération n'ont rien de commun avec un, deux voire trois jours de récupération comme nous avons pu le constater. Ceci pose bien évidemment le problème du protocole de fatigue.

### a - Problèmes liés à l'épreuve de fatigue

Une séance de musculation sportive n'est pas comparable aux méthodes de fatigue utilisées traditionnellement en physiologie.

- *Choix du mode de fatigue*

Nous aurions pu fatiguer le muscle de différentes façons : par stimulation du nerf, par ischémie, par contraction volontaire soutenue jusqu'à l'apparition de la fatigue. Toutefois, le choix de la contraction maximale volontaire a été délibéré pour rester dans les normes de la musculation sportive durant laquelle la motivation joue un grand rôle. L'aspect "mental" de la contraction volontaire a bien été mis en évidence lors d'effort sous hypnose (MOIKIN *et al.*, 1974 ; HYVARINEN *et al.*, 1977). Ces derniers auteurs montrent une amélioration de la capacité de résistance à la fatigue dans des conditions de travail sous hypnose. L'aspect psychologique de la perception de fatigue a également été mis en évidence par KILBOM *et al.* (1983).

- *Durée de contraction du groupe musculaire*

Le groupe musculaire utilisé semble induire la durée de l'épreuve de fatigue : les fléchisseurs du coude peuvent supporter des charges de travail nettement supérieures à celles que l'adducteur du pouce, par exemple, ne le permet. En d'autres termes, la masse musculaire influe sur l'apparition de la fatigue (KROLL *et al.*, 1980). Par ailleurs, le temps de contraction du groupe musculaire choisi a de l'importance. En restant strictement dans le domaine de la C.M.V., nous savons que du temps de contraction dépend la rapidité de la fatigue (CLARKE, 1978).

Ainsi, pour toute étude de la fatigue musculaire locale (en condition de musculation sportive), nous estimons essentiel de travailler sur des muscles importants, fléchisseurs ou extenseurs du coude, fléchisseurs ou extenseurs du genou ou de la cheville, lors de contractions maximales ou submaximales volontaires n'excédant pas trois secondes, en condition anisométrique et six secondes en condition isométrique. Par ailleurs, l'épreuve de fatigue utilisée dans cette étude a induit nos résultats. Cette fatigue exhaustive n'est utilisée en sport qu'en période hivernale. Il est entendu que des fatigues moins importantes seraient à utiliser pour étudier leurs effets dans les périodes d'entraînement proches des compétitions estivales.



b - Récupération des propriétés contractiles musculaires

- *Puissance musculaire et vitesse de raccourcissement*

Nous avons pu constater (Fig. 44, page 102) qu'à  $J_0$  et quelle que soit la fatigue, la puissance maximale glissait vers des valeurs plus élevées de la vitesse (de 30 à 40 % de  $V_0$ ). Ceci laissait supposer que la récupération de la puissance s'opérait plus par la vitesse de raccourcissement que par la force. Raisonnant sur  $V_0$ , nous avons noté une récupération très nette à  $J+1$  de la puissance surtout due à la vitesse et ceci après fatigue isométrique et concentrique. Ce constat infirmerait l'idée préconçue concernant le régime isométrique. Ce régime ne serait pas à réserver uniquement pour des renforcements musculaires de type tonique : il a autant d'intérêt physiologique que la fatigue concentrique pour la récupération de la vitesse de raccourcissement. Cette constatation a été faite également par *DUCHATEAU (1981)*.

Par contre, après fatigue excentrique, aucune récupération n'est notée à  $J+2$  voire  $J+3$ . Ce constat devrait permettre un réexamen des plans d'entraînement d'athlètes. La charge de travail est un élément important à prendre en compte pour établir sérieusement la périodicité des séances de musculation.

- *Force musculaire*

En condition de mesure isométrique, nous pouvons nous apercevoir que la récupération du niveau de force initial est moins aisée après fatigue excentrique qu'après les autres fatigues. Cette distinction est toutefois "gommée" en condition de mesure dynamique : après n'importe quelle fatigue, les niveaux de force ne sont pas récupérés à  $J+2$ .

Cette lenteur de récupération de la force a déjà été notée par *VOLKOV (1977) (Tableau XIV)*.

Groupes musculaires	Valeurs de la force musculaire					
	J-1	J <sub>0</sub>	12 H. après	20 H. après	28 H. après	36 H. après
Extenseurs de la jambe	72 $\bar{+}$ 3.3	53 $\bar{+}$ 3.	57 $\bar{+}$ 2.4	61 $\bar{+}$ 3.2	65 $\bar{+}$ 3.2	70 $\bar{+}$ 3.4
Extenseurs du tronc	259 $\bar{+}$ 9.1	216 $\bar{+}$ 9.3	230 $\bar{+}$ 8.6	235 $\bar{+}$ 8.5	247 $\bar{+}$ 8.1	254 $\bar{+}$ 8.2
Fléchisseurs du pied	106 $\bar{+}$ 6.7	86 $\bar{+}$ 5.6	91 $\bar{+}$ 6.	96 $\bar{+}$ 6.3	100 $\bar{+}$ 6.3	100 $\bar{+}$ 6.4
Extenseurs de l'avant-bras	40 $\bar{+}$ 1.7	32 $\bar{+}$ 1.5	35 $\bar{+}$ 1.6	36 $\bar{+}$ 1.5	40 $\bar{+}$ 1.6	40 $\bar{+}$ 1.8
Fléchisseurs de l'avant-bras	38 $\bar{+}$ 1.5	39 $\bar{+}$ 1.8	37 $\bar{+}$ 1.7	39 $\bar{+}$ 1.5	38 $\bar{+}$ 1.9	39 $\bar{+}$ 1.7
Fléchisseurs de la main	72 $\bar{+}$ 6.4	73 $\bar{+}$ 6.3	70 $\bar{+}$ 6.9	70 $\bar{+}$ 5.8	70 $\bar{+}$ 6.7	70 $\bar{+}$ 6.4

*Tableau XIV - Variation de la force musculaire (kg) chez des haltérophiles après une grande charge d'entraînement.*

*d'après VOLKOV (1977)*

Le peu de variation des valeurs de la force musculaire des membres supérieurs par rapport aux membres inférieurs et au tronc s'explique par la spécialité sportive : les fatigues se font plus sentir dans les jambes et le tronc qui sont les éléments moteurs du geste sportif, les membres supérieurs n'assurant que le maintien de la charge.

- *Différence de récupération entre force et vitesse*

Nous avons noté une différence de récupération entre la force et la vitesse. Si les facteurs limitants de la performance sont essentiellement l'augmentation des lactates sanguins et la baisse du pH (TESCH, 1980), nous ne pouvons pas estimer qu'ils interviennent de façon discriminative sur les capacités de force ou de vitesse. En effet, il est admis que ces deux données mécaniques s'expriment en processus anaérobie alactique ou en anaérobie lactique quand l'exercice intense et bref se répète longtemps.

Cette différence pourrait sans doute s'expliquer par la notion de charge à déplacer. Plus l'inertie opposée au mouvement est importante, plus la récupération serait lente. A titre d'exemple, après fatigue excentrique, les faibles forces (80 % de Vmax enregistrée *fig. 40B*) sont en processus de récupération dès J+1 alors que les pertes de fortes forces (20 % de Vmax enregistrée *fig. 40A*) s'accroissent à J + 2.

c - Récupération des propriétés élastiques musculaires

Nous ne pouvons pas dire qu'une séance de musculation, quelle qu'elle soit, influe sur la compliance musculaire. En effet, peu de variation et donc peu de récupération ont été notées.

Toutefois, nos conditions expérimentales ne nous permettent pas d'analyser cette stabilité en terme de restitution ou non d'énergie. Tout au plus, pouvons-nous avancer que ce n'est pas par la musculation qu'une amélioration éventuelle des propriétés élastiques musculaires est à envisager. Encore faut-il faire remarquer que cette étude n'a porté que sur les effets à court terme (J+1 et J+2) d'une séance de musculation. Il serait intéressant de connaître les effets à long terme de plusieurs séances.

### III - FATIGUE MUSCULAIRE ET SURCOMPENSATION

Dans le domaine des A.P.S., le terme de "surcompensation"

est souvent utilisé. En sachant que toute activité musculaire est possible grâce à une resynthèse constante de l'A.T.P. (DI PRAMPERO, 1972 ; SALTIN et ESSEN, 1977), il est admis que ce processus continue de fonctionner après l'arrêt du travail : c'est le processus de surcompensation. Ce mot recouvre deux concepts. Il peut désigner d'une part la cinétique de l'évolution de la teneur en substrats énergétiques (Fig. 53) et, d'autre part, un procédé d'entraînement en A.P.S. (Fig. 54).

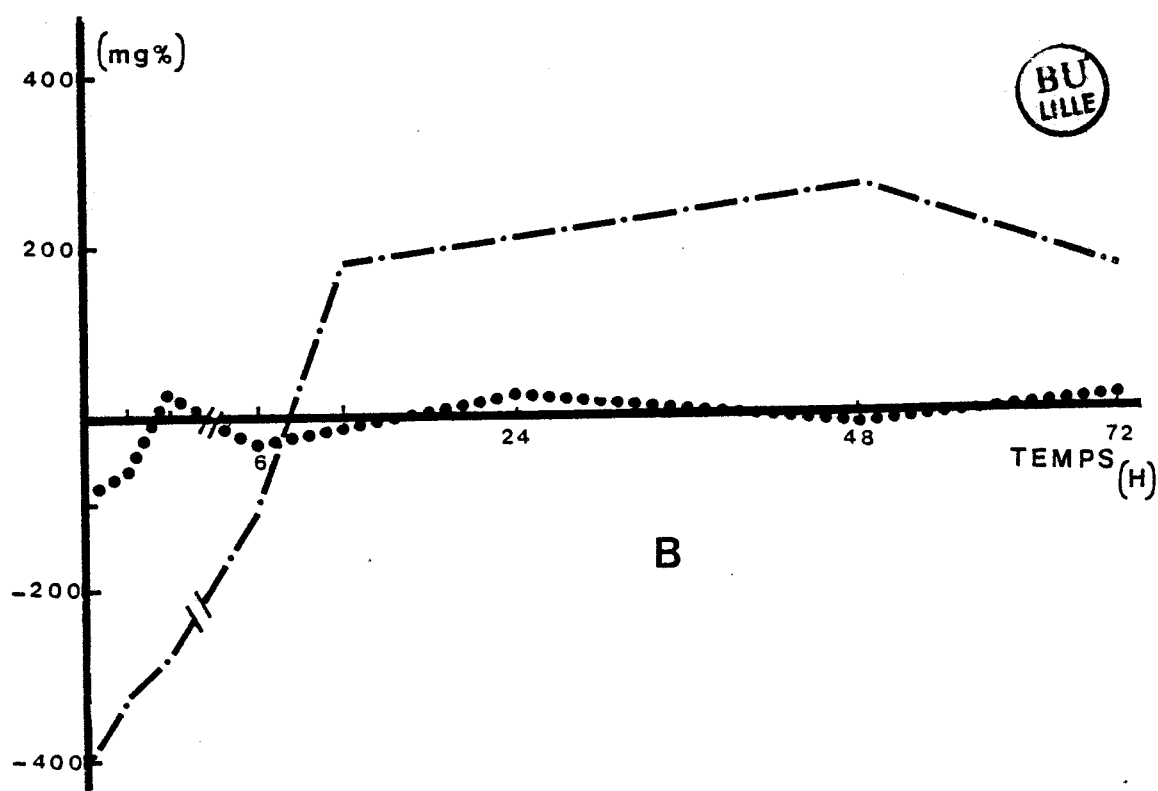
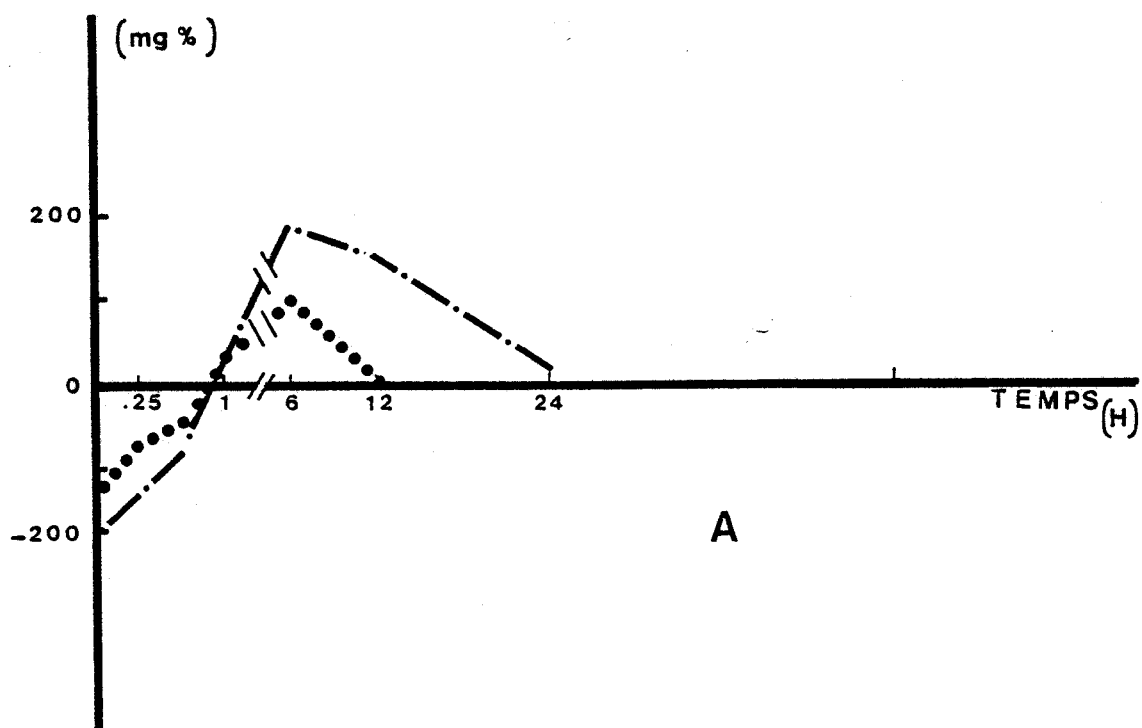
En effet, c'est à partir des travaux sur les rats de TCHAGOWEZ (1952) (Fig. 53) cité par JAKOWLEW (1977, 1978) que le modèle de la surcompensation en entraînement a été proposé en U.R.S.S. (MATVEEV, 1976) et en France (STEPHAN et HELAL, 1979) (Fig. 54 A et B). Un aperçu historique de ce principe d'entraînement est donné par HORVATH (1984).

La figure 54A nous montre qu'après une charge de travail, il y a une phase de chute de capacité de travail (1), suivie d'une récupération rapide en deux temps (2) et plus lente (3) et enfin de la surcompensation (4).

Ce modèle expliquerait le processus d'entraînement (Fig. 54B), soit par accumulation de charge de travail après récupération importante (1), soit par accumulation de charges moyennes en diminuant les récupérations (2), soit par accumulation de charges après récupération faible (3).

Le deuxième cas de figure serait utilisé dans des périodes d'entretien physique. Le dernier cas de figure, mal conduit, expliquerait un surentraînement par accumulation de fatigues excessives.

Toutefois, ce modèle, s'il est intellectuellement séduisant et somme toute opérationnel pour les entraîneurs confirmés ayant un sens pragmatique aigü, ce modèle peut soulever quelques réserves. Il a été, à notre sens, introduit trop hâtivement dans le monde sportif (l'imprécision terminologique est significative à cet égard). On ne bâtit pas un modèle ni une théorie sur un nombre aussi peu important de données expérimentales. De ce fait, un grand nombre d'interrogations subsistent. Peu de précisions sont apportées sur les types

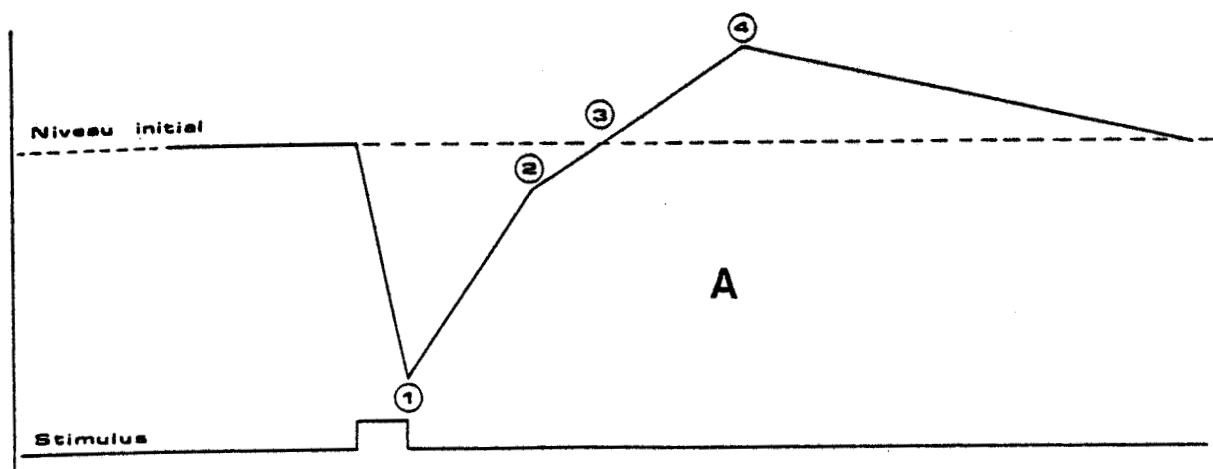


*Fig. 53 A et B*

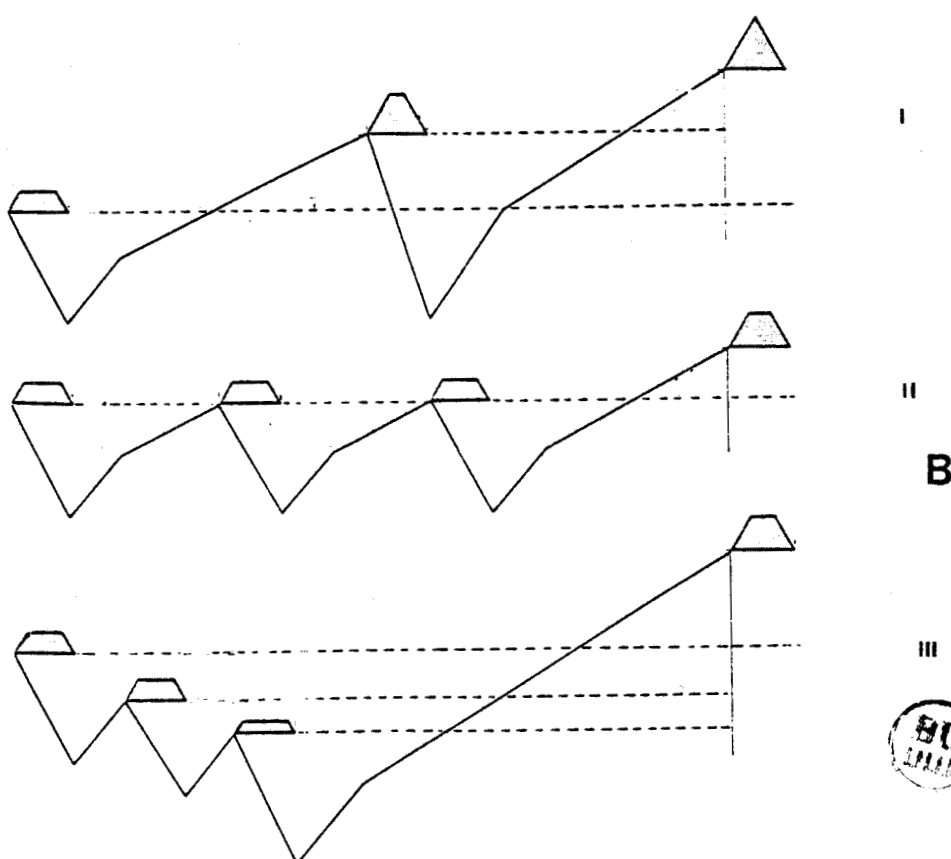
*Evolution de la teneur en substrats énergétiques après un travail de quinze minutes (A) et de cinq heures (B).*

— · — · : glycogène  
 ● ● ● ● ● : P.C. (créatine phosphate)

*d'après TCHAGOWEZ (1952)  
 cité par YAKOWLEW (1977)*



*Fig. 54A - Variations du niveau de la capacité de travail sous l'effet d'une charge d'entraînement.*



*Fig. 54B - Variations de la capacité de travail sous l'effet de trois types de successions des charges d'entraînement (MATVEEV, 1976)*

d'effort et les temps respectifs pour arriver à la surcompensation ou sur les intensités d'effort et les temps de récupération.

Quant à nous, nous nous sommes attachés à estimer si les niveaux initiaux de force, de vitesse de raccourcissement ou de puissance pouvaient être surcompensés après une séance de musculation. L'aspect biomécanique de ce travail doit être considéré de ce fait comme le résultat des transformations neuromusculaires consécutives à la séance d'entraînement.

De toutes nos données, il ressort que seule la vitesse de raccourcissement est surcompensée à J+2 après fatigues isométrique et concentrique. Le régime de fatigue excentrique n'entraîne pas de surcompensation loin s'en faut à J+2. L'explication peut se trouver dans la compréhension de phénomènes inhibiteurs déjà évoqués. La force, testée de façon dynamique, n'est jamais surcompensée.

Il ressort concrètement qu'une séance de musculation isométrique ou concentrique puisse avoir des effets positifs sur la vitesse de raccourcissement musculaire deux jours après. Ceci pose le problème de l'agencement des entraînements et des compétitions.

Il ne faut pourtant pas abandonner la musculation en régime excentrique. D'une part, beaucoup de pratiques sportives utilisent ce mode de contraction musculaire lors de la réalisation du geste, il convient donc d'habituer le sujet à ce type d'effort. D'autre part, les entraîneurs mènent rarement des séances de musculation excentrique entraînant des fatigues comparables à la nôtre. Pour des raisons de cohérence expérimentale, nous avons utilisé une fatigue exhaustive pour ce régime au même titre que pour les autres régimes de fatigue. Ainsi, des études quantifiées, justifiant ou non l'empirisme des entraîneurs, restent à mener. Il serait intéressant de connaître l'influence des charges sur le processus de récupération après fatigue excentrique. Ceci permettrait de dégager une optimisation des temps de récupération et peut-être de surcompensation et donc de repenser les programmations d'entraînement.

En conclusion, nous pouvons estimer que ce travail a permis de mettre en évidence certains processus de récupération de la puissance. Cette récupération s'opère plus par la vitesse de raccourcissement que par la force. Par ailleurs, le régime de fatigue excentrique est à manier avec circonspection en fonction des finalités d'entraînement car elle est plus traumatisante que les autres fatigues.

Des études s'appuyant complémentirement sur des analyses bioénergétiques, histologiques et réflexogéniques restent à mener pour apprécier les mécanismes complexes de la récupération : influence des charges de travail, influence des temps de récupération, influence du nombre de répétitions, influence des modes de contraction sur les propriétés biomécaniques musculaires. Ces études menées à la fois durant et après la séance de musculation devraient aboutir à la construction d'un modèle d'entraînement de la force en tant que qualité physique.



BIBLIOGRAPHIE

- ANGEL, R.W., EPPLER, W. et IANNONE, A. (1965)  
Silent period produced by unloading of muscle during voluntary contraction.  
J. Physiol., London, 180, 864-870.
- ARMSTRONG, R.B., OGILVIE, R.W. et SCHWANE, J.A. (1983)  
Eccentric exercise induced injury to rat skeletal muscle.  
J. Appl. Physiol. Respirat. Environ. Exercise Physiol., 54, 80-93.
- ASMUSSEN, E. (1958)  
Positive and negative muscular work.  
Acta Physiol. Scand., 28, 364-382.
- ASMUSSEN, E., BONDE-PETERSEN, F. et JØRGENSEN, K. (1975)  
Mechano-elastic properties of human muscles at different temperatures.  
Acta Physiol. Scand., 96, 83-93.
- BANKOV, S. et JØRGENSEN, K. (1969)  
Maximum strength of elbow flexors with pronated and supinated forearm.  
Dan. Nat. Assoc. Inf. Paralysis, 29, 3-11.
- BASMAJIAN, J.V. (1967)  
Muscle Alive.  
The Williams and Wilkins Company, Baltimore.
- 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.
- BINKHORST, R.A., HOOFD, L. et VISSERS, A.C.A. (1977)  
Temperature and force-velocity relationship of human muscles.  
J. Appl. Physiol., 42, 471-475.
- BOSCO, C., KOMI, P.V., TIHANYI, J., FEKETE, G. et APOR, P. (1983)  
Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles.  
Eur. J. Appl. Physiol., 51, 129-135.
- 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, 1, 547-583.
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1972)  
Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours du mouvement volontaire.  
Rev. Neurol., 122, 6, 427-429.
- BOUISSET, S., DENIMAL, J. et SOULA, C. (1963)  
Relation entre l'accélération d'un raccourcissement musculaire et l'activité électromyographique intégrée.  
J. Physiol., Paris, 55, 203.
- CAVAGNA, G.A. et KANEKO, M. (1977)  
Mechanical work and efficiency in level walking and running,  
J. Physiol., London, 268, 467-481.
- CAVAGNA, G.A., DUSMAN, B. et MARGARIA, R. (1968)  
Positive work done by a previously stretched muscle,  
J. Appl. Physiol., 24, 21-32.
- CAVANAGH, P.R., KOMI, P.V. (1979)  
Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions.  
Eur. J. Appl. Physiol., 42, 159-163.
- CLARKE, D.H. (1978)  
The role of contraction duration in muscular fatigue.  
Res. Quarter., 49, 1, 12-19.
- CLOSE, R. (1972)  
Dynamic properties of mammalian skeletal muscles.  
Physiol. Rev., 52, 129-197.
- CNOCKAERT, J.C. (1968)  
Etude de l'organisation d'un mouvement simple de va-et-vient. Application à la recherche d'un rythme optimal.  
D.E.S., Lille, 1 vol., 49 p.
- CNOCKAERT, J.C. (1972)  
Effet d'un étirement préalable sur le travail effectué par le muscle au cours d'un mouvement volontaire.  
J. Physiol., Paris, 65, 378A.

- CNOCKAERT, J.C. (1976)  
Recherche des conditions optimales d'exécution des mouvements simples à partir de critères biomécaniques et électromyographiques.  
Thèse Doctorat d'Etat, Lille, 277 p.
- CNOCKAERT, J.C. et GOUBEL, F. (1975)  
Rôle de l'énergie potentielle élastique dans le travail musculaire.  
Eur. J. Appl. Physiol., 34, 131-140.
- CORSER, T. (1974)  
Temporal discrepancies in the electromyographic study of rapid movement,  
Ergonomics, 17, 389-400.
- DEMENY, G. (1902)  
Les bases scientifiques de l'éducation physique, Alcan ed., 335 p.
- DEMENY, G. (1922)  
Pédagogie générale et mécanisme des mouvements, P.U.F., 115 p.
- DE VRIES, H.A. (1968)  
Method for evaluation of muscle fatigue and endurance from electromyographic fatigue curves.  
Amer. J. Physic. Med., 47, 3.
- DI PRAMPERO, P.E. (1972)  
Energétique de l'exercice musculaire.  
J. Physiol., Paris, 65, 51-86A.
- DUCHATEAU, J. (1981)  
Contribution à l'étude des mécanismes physiologiques des effets de l'entraînement sur la contraction musculaire.  
Thèse de Doctorat, Bruxelles, 1 vol., 210 p.
- DUFOUR, W. (1984)  
Qualités ou habiletés motrices, une opposition dialectique.  
S.T.A.P.S., 9, 53-66.
- EDWARDS, R.G., LIPPOLD, O.C.J. (1956)  
The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle.  
J. Physiol., London, 132, 677-681.
- EDWARDS, R.H.T., HILL, D.K., JONES, D.A., MERTON, P.A. (1977)  
Fatigue of long duration in human skeletal muscle after exercise.  
J. Physiol., 272, 769-778.
- FENN, W.O. et MARSCH, B.S. (1935)  
Muscular force at different speeds of shortening,  
J. Physiol., London, 85, 277-297.
- FICK, R. (1910)  
Handbuch der Anatomie und mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der Bewegenden Muskeln.  
Jena Germany.
- FROST, H.M. (1973)  
Orthopaedic Biomechanics.  
Charles C. Thomas, Springfield III.
- GANS, C. et BOCK, W.J. (1965)  
The functional significance of muscle architecture of theoretical analysis.  
Ergebn. Anat. Entwgesch., 38, 115-142.
- GARDNER, G.W. (1962)  
Specificity of strenght changes of the exercised and non exercised limb following isometric training.  
Res. Quarter., 34, 1, 98-101.
- GERBEAUX, M., LYLEIRE, J.C., POULAIN, P. (1982)  
Comparaison de trois méthodes de mesure du moment d'inertie des segments corporels chez l'Homme.  
S.T.A.P.S., 6, 3-10.
- GOUBEL, F. (1974)  
Les propriétés mécaniques du muscle au cours du mouvement sous-maximal.  
Thèse Doctorat d'Etat, Lille, 217 p.
- 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. et VAN HOECKE, J. (1982)  
 Biomécanique et geste sportif. Incidence des propriétés mécaniques du muscle sur la réalisation de la performance.  
 Cinesiologie, XXI, 41-51.
- HAKKINEN, K. and KOMI, P.V. (1983)  
 Alterations of mechanical characteristics of human skeletal muscle during strength training.  
 Eur. J. Appl. Physiol., 50, 161-172.
- HETTINGER, T. et MÜLLER, E.A. (1953)  
 Muskelleistung und Muskeltraining.  
 Arbeitsphysiol., 15, 116-126.
- HILL, A.V. (1938)  
 The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.  
 Proc. Roy. Soc. B, 126, 136-195.
- HISLOP, H.J. (1963)  
 Quantitative change in human muscular strength during isometric exercise.  
 J. Amer. Phys. Ther. Assn., 43, 21-38.
- HOMMEL, H. (1979)  
 Tendances dans le développement de la force.  
 Modern Athlete and Coach, 17, 4, 6-8 (Traduction I.N.S.E.P. n° 313).
- HORVATH, L. (1984)  
 L'évolution historique des méthodes de musculation.  
 Les dossiers de l'entraîneur : le renforcement musculaire.  
 I.N.S.E.P., publications : 7-35.
- HUNTER, I.W. et KEARNEY, R.E. (1983)  
 Invariance of ankle dynamic stiffness during fatiguing muscle contractions.  
 J. Biomechanics, 16, 12, 985-991.
- HYVARINEN, J., KOMI, P.V. et PUHAKKA, P. (1977)  
 Endurance of muscle contraction under hypnosis.  
 Acta Physiol. Scand., 100, 485-487.
- IKAI, M. et FUKUNAGA, T. (1968)  
 Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement.  
 Int. Z. angew. Physiol., 26, 26-32.
- IKAI, M. et FUKUNAGA, T. (1970)  
 A study of training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement.  
 Int. Z. angew. Physiol., 28, 173-180.
- INMAN, V.T., RALSTON, H.J., SAUNDERS, C.M., FEINSTEIN, B., WRIGHT, E.W. (1952)  
 Relation of human electromyogram to muscular tension.  
 E.E.G. Clin. Neurophysiol., 4, 187-194.
- JAKOWLEW (1977)  
 Sportbiochemie, 1 vol., 224 p.  
 Barth. Leipzig.
- JAKOWLEW (1978)  
 Les bases biochimiques de la fatigue et sa signification en pratiques sportives.  
 Leitstung Sport., 6, 513-516.
- JEWELL, B.R. et WILKIE, D.R. (1958)  
 An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle.  
 J. Physiol., London, 143, 515-540.
- JOHNSON et NELSON (1967)  
 Effect of different motivational techniques during training and in testing upon strength performance.  
 Res. Quarter., 38, 4, 630-638.
- JOHNSON, M.A., POLGAR, J., WEIGHTMAN, D. et APPLETON, D. (1973)  
 Data on the distribution of fibre types in thirty six human muscles. An autopsy study.  
 J. Neurol. Sci., 18, 111-129.
- KAPANDJI, I.A. (1963)  
 Physiologie articulaire, Fasc. I, Maloine Ed., Paris, 3 volumes, 205 p.
- KARPOVITCH, P.V. et SINNING, W.E. (1975)  
 Physiologie de l'activité musculaire, Vigot, 7e édition, 520 p.

- KILBOM, A., GAMBERALE, F., PERSSON, J. et ANNWALL, G. (1983)  
Physiological and psychological indices of fatigue during static contractions.  
Eur. J. Appl. Physiol., 50, 179-193.
- KOBYRN, U., HOFFMANN, B. and KUCHLER, G. (1981)  
Effects of repeated fatiguing rhythmical hand work.  
Eur. J. Appl. Physiol., 47, 271-279.
- 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, 1, 596-606.
- KOMI, P.V. (1975)  
Les facteurs inhérents à la force musculaire et principes gouvernant la musculation.  
In Leistungssport, 1, 5 (Traduction I.N.S.E.P. n° 5102).
- KOMI, P.V. and BUSKIRK, E.R. (1972)  
Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle.  
Ergonomics, 15, 417-434.
- KOMI, P.V., CAVANAGH, P.R. (1977)  
Electromechanical delay in human skeletal muscle.  
Med. Sci. Sports, 9, 49.
- KOMI, P.V. et TESCH, P. (1979)  
EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man.  
Eur. J. Appl. Physiol., 42, 41-50.
- KOMI, P.V. and VIITASALO, J.H. (1976)  
Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension.  
Acta Physiol. Scand., 96, 267-276.
- KOMI, P.V. et VIITASALO, J.T. (1977)  
Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions.  
Acta Physiol. Scand., 100, 246-254.
- KOMI, P.V., RUSKO, H., VOS, J. et VIHKO, V. (1977)  
Anaerobic performance capacity in athletes.  
Acta Physiol. Scand., 100, 107-114.
- KOUSNYETSOV, U.V. (1970)  
Musculation à l'usage des sportifs de haute qualification,  
Ed. Fyzkoulitura y Sport, Moscou (Traduction I.N.S.E.P. n° 225).
- KROLL, W., CLARKSON, P., KAMEN, G. and LAMBERT, J. (1980)  
Muscle fibre type composition and knee extension isometric strength fatigue patterns.  
In Power and Endurance trained males.  
Res. Quarter., 51, 2, 323-333.
- 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.
- LAGRANGE, F. (1890)  
Physiologie des exercices du corps.  
F. Alcan, ed., Paris, 4e édition, 372 p.
- LENSEL, G. (1978)  
Evolution de la compliance série du muscle isolé en fonction de la fatigue.  
C.R. Soc. Biol., 172, 485-494.
- LIND, A.R. (1959)  
Muscle fatigue and recovery from fatigue induced by sustained contraction.  
J. Physiol., 147, 162-171.
- LIND, A.R., BURSE, R., ROCHELLE, R.H., RINEHART, J.S. et PETROFSKY, J.S. (1978)  
Influence of posture on isometric fatigue.  
J. Appl. Physiol., 45, 2, 270-274.
- LIPPOLD, O.C.J. (1952)  
The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension.  
J. Physiol., 117, 492-499.

- LIPPOLD, O.C.J., REDFEARN, J.W.T. and VUCO, J. (1960)  
The electromyography of fatigue.  
*Ergonomics*, 3, 2, 121-131.
- LITCHFIELD, P.E., MAUGHAN, R.J. and NIMMO, M.A. (1984)  
Isometric endurance capacity and muscle fibre composition in man.  
Physiological Society, april 1984, 73 p.
- LUN, A. (1976)  
Veränderungen der Haltekraft von Oberarmmuskeln in Abhängigkeit von Haltezeit und Pausenlänge bei  
definierter bioelektrischer Muskelaktivität.  
Med. Diss. Humboldt, Univ. Berlin.
- MARECHAL, G., AUBERT, X. (1958)  
Composantes multiples de la fatigue du muscle isolé révélées par l'analyse mécanique et thermique de la  
contraction.  
*J. Physiol.*, Paris, 50, 404-406.
- MAREY, E.J. (1894)  
Le mouvement.  
Ed. G. Masson, Paris, 335 p.
- MARGARIA, R., CAVAGNA, G.A. et SAIBENE, F.P. (1963)  
Possibilità di sfrttamento dell' elasticità del muscolo contratto durante l'esercizion muscolare.  
*Bol. Soc. Ital. Bio. Sper.*, 39, 1815-1816.
- MARINI, J.F. (1981)  
Contribution à l'étude des incidences de deux formes d'entraînement sur les caractéristiques histochimiques  
et mécaniques du muscle strié squelettique.  
D.E.A., Université de Technologie de Compiègne.
- MARSDEN, C.D., MEADOWS, J.C. et MERTON, P.A. (1983)  
"Muscular Wisdom" that minimizes fatigue during prolonged effort in man : Peak rates of motoneuron dis-  
charge and slowing of discharge during fatigue.  
Motor control mechanisms in health and disease, ed. J.E. Desmedt, Raven Press N.Y.
- MASHIMA, H., AKAZAWA, K., KUSHIMA, H. et FUJII, K. (1972)  
The force-load velocity relation and the viscous-like force in the frog skeletal muscle.  
*Jap. J. Physiol.*, 22, 103-120.
- MATHIEU, C. et VAN HOECKE, J. (1982)  
Spécificité angulaire du renforcement musculaire isométrique.  
Journées d'Automne de Biomécanique et A.P.S., Beg Rohu.
- MATON, B. (1975)  
Etude périphérique de l'organisation du mouvement volontaire.  
Thèse Doctorat d'Etat, Lille, 1 vol., 184 p.
- MATON, B., BOUISSET, S. et METRAL, S. (1969)  
Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours de la contraction statique  
volontaire.  
*Electromyography*, 9, 311-323.
- MATON, B. (1981)  
Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction.  
*Eur. J. Appl. Physiol.*, 46, 271-281.
- MATTHEW, P.B.C. (1972)  
Mammalian muscle receptors and their central actions.  
E. Arnold Ed., London, 1 vol., 630 p.
- MATVEEV, L.P. et NOVIKOV, A.D. (1976)  
Théorie et méthodologie de l'éducation physique, 2 tomes, Moscou F.I.S.
- MAUGHAN, R.J., WATSON, J.S. (1982)  
The relationship between cross-sectional area and strength in the knee extensor muscles in man.  
*Journal of Physiology*, 329, 49-50P.
- MAUGHAN, R.J., NIMMO, M.A., WATSON, J.S. et WEIR, J. (1983)  
Influence of muscle fibre composition on the strength/cross-sectional area ratio in human skeletal muscle.  
*Journal of Physiology*, 343, 105-106P.
- MICHIELLI, D.W. (1965)  
The effect of increased internal muscle temperature on the contractile strength and muscular endurance  
of the elbow flexor muscle group.  
Ph. D., Colombus Ohio, Ohio State University.

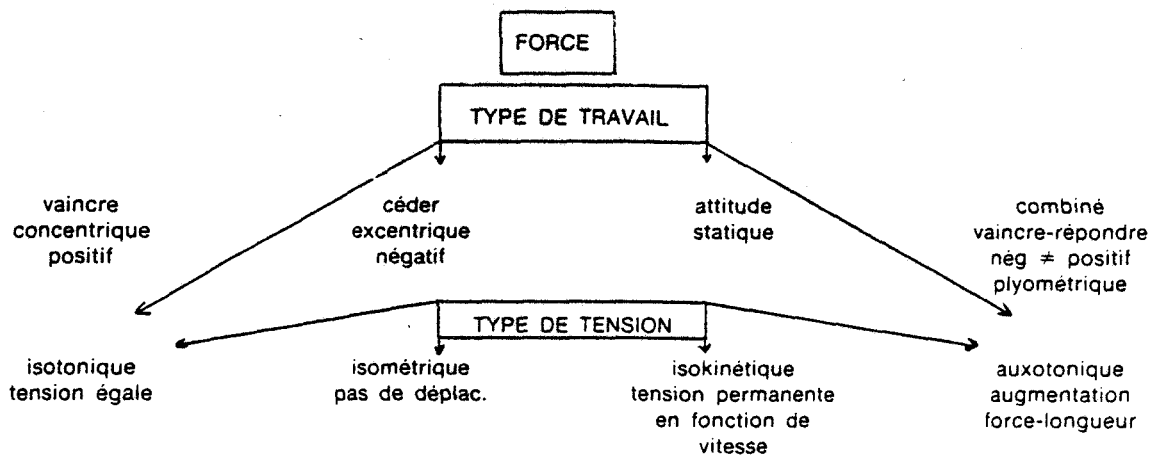
- MOIKIN, Y.V. et POBEREZHSKAYA, A.S. (1974)  
Concerning the mechanism of discontinuing work as a result of fatigue according to the data of the changes in electromyogram in hypnotic conditions.  
Бюлл. экпер. биол., № 8, с. 12
- MØLLER, E. (1966)  
The chewing apparatus,  
Acta Physiol. Scand., 69 suppl. 280, 1 vol, 229 p.
- MORRIS, C.B. (1949)  
The measurement of the strength of muscle relative to its cross section.  
Res. Quarter., 20, 295-303.
- MORITANI, T. et DE VRIES, H.A. (1979)  
Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain.  
Am. J. Phys. Med., 58 (3), 115-130.
- NAESS, K. et STORM-MATHISEN, A. (1955)  
Fatigue of sustained tetanic contractions.  
Acta Physiol. Scand., 34, 351-366.
- NETT, T. (1964)  
Méthodologie de l'entraînement de force isométrique.  
Die Lehre der Leichtathletik n° 16 (Traduction I.N.S.E.P, n° 601).
- NILSSON, J., TESCH, P. et THORSTENSSON, A. (1977)  
Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contraction in man.  
Acta Physiol. Scand., 101, 194-199.
- OCHS, R.M., SMITH, J.L. et EDGERTON, V.R. (1977)  
Fatigue characteristics of human gastrocnemius and soleus muscles,  
Electromyogr. Clin. Neurophysiol., 17, 297-306.
- PEROT, C. (1979)  
Approche biomécanique de la difonctionnalité musculaire.  
Thèse Doctorat 3ème cycle, Compiègne, 127 p.
- PERTUZON, E. (1972)  
La contraction musculaire dans le mouvement volontaire maximal,  
Thèse Doctorat d'Etat, Lille, 208 p.
- PERTUZON, E. et BOUISSET, S. (1971)  
Maximum velocity of movement and maximum velocity of muscle shortening,  
Medecine and Sport, 6, Biomechanics II, 170-173.
- PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1973)  
Determination dynamique de la position d'équilibre d'une articulation.  
Int. Z. Angew. Physiol., 31, 315-325.
- PINI, A. (1966)  
Relazione forza-velocita nel muscolo umano in vivo nel lavoro motore e resistente.  
Boll. Soc. Ital. Biol. Sper., 41, 1548-1550.
- RALSTON, H.J., POLISSAR, M.J., INMAN, V.T., CLOSE, H.R. et FEINSTEIN, B. (1949)  
Dynamic features of human isolated voluntary muscle in isometric and free contractions.  
J. Appl. Physiol., 1, 526-533.
- ROUSSEAU, J., BOIDEVIN, M., STEINLING, M., DUBOIS, P., MARCHANDISE, X. et CHARON, W. (1981)  
Algorithmes d'identification de modèles compartimentaux par une méthode des gradients conjugués.  
Innov. Tech. Biol. Med., 2, 642-652.
- SALTIN, B. et ESSEN, B. (1977)  
Muscle glycogen, lactate, A.T.P. and C.P. in intermittent exercise. Muscle metabolism during exercise.  
Ed. Pernow and Saltin, N.Y. Plenum Press, 2, 419.
- SALTIN, B. et HERMANSEN, L. (1966)  
Esophageal, rectal and muscle temperature during exercise.  
J. Appl. Physiol., 21, 1757.
- SALTIN, B., HENRIKSSON, J., NYGAARD, E., ANDERSEN, P. (1977)  
Répartition des différents types de fibres et potentiel métabolique du muscle squelettique chez le sédentaire et le coureur d'endurance.  
In Facteurs limitant l'endurance humaine, Colloque de Saint-Etienne, p. 81-102.
- SCHERRER, J. et BOURGUIGNON, A. (1959)  
Changes in the electromyogram produced by fatigue in man.  
Am. J. Phys. Med., 38, 148-158.

- SCHERRER, J. et MONOD, H. (1960)  
Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme.  
J. Physiol., Paris, 52, 2, 420-501.
- SJÖSTRÖM, M. et FRIDEN, J. (1982)  
Modifications structurales et douleurs musculaires.  
2ème Cours international de Physiologie et Biochimie de l'exercice et de l'entraînement physique, Nice.
- SJÖSTRÖM, M. et FRIDEN, J. (1984)  
Muscle soreness and muscle structure.  
Ed. Karger, Basel.  
Medecine Sport Sci., 17, 169-186.
- STEPHAN, H. et HELAL, H. (1979)  
Bases physiologiques de l'entraînement,  
Amicale des Entraîneurs Français d'athlétisme, 62, 17-20.
- STEPHENS, J.A. et USHERWOOD, J.P. (1977)  
The mechanical properties of human motor unit with special reference to their fatiguability and recruitment threshold.  
Brain Res., 125, 91-97.
- STOBOY, H., FRIEDERBOLD, G. et STRAND, F.L. (1968)  
Evaluation of the effect of isometric training in functional and organic muscle atrophy.  
Arch. Phys. Med. Rehabil., 49, 508-514.
- TALAG, T.S. (1973)  
Residual muscular soreness as influenced by concentric eccentric and static contractions.  
Res. Quarter., 44, 458-469.
- TARDIEU, G., TARDIEU, C., MONFRAIX, C., GAGNARD, L. et VELIN, J. (1963)  
Etude critique de l'électromyographie comme méthode d'évaluation des infirmités motrices cérébrales. Etude expérimentale de la relation entre la force musculaire et l'électromyographie intégrée.  
Rev. Neurol., Paris, 108, 87-96.
- TESCH, P. (1980)  
Muscle fatigue in man.  
Acta Physiol. Scand., suppl. 480, 1 vol., 40 p.
- TESCH, P. et KARLSSON, J. (1978)  
Isometric strength performance and muscle fibre type distribution in man.  
Acta Physiol. Scand., 103, 47-51.
- THEPAUT, C. (1984)  
Modifications de la force musculaire et de l'activité des motoneurones au cours d'un entraînement isométrique chez l'homme.  
Thèse de Doctorat de 3e cycle, Paris VI, 87 p.
- THOMAS, R. (1962)  
Musculature. Principes généraux,  
Education Physique et Sport n° 58.
- THORSTENSSON, A. (1976)  
Muscle strength, fibre types and enzyme activities in man.  
Acta Physiol. Scand., suppl. 443, 1 vol., 45 p.
- THORSTENSSON, A., KARLSSON, J., VIITASALO, J.H.T., LUHTANEN, P. et KOMI, P.V. (1976)  
Effect of strength training on EMG of human skeletal muscle.  
Acta Physiol. Scand., 98, 232-236.
- THYS, H., FARAGGIANA, T. et MARGARIA, R. (1972)  
Utilization of muscle elasticity in exercise.  
J. Appl. Physiol., 32, 491-494.
- TRAVILL, A.A. (1962)  
Electromyographie study of the extensor apparatus of the forearm.  
Anat. Rec., 139, 557-560.
- VANDEWALLE, H. (1982)  
Conséquence de la pennation et du caractère biarticulaire des gastrocnémius.  
Journées d'Automne de Biomécanique et A.P.S., Beg Rohu.
- VASILJEV, L.A. (1981)  
Utilisation d'engins de poids différents pour développer les qualités spécifiques de vitesse-force des athlètes.  
Teorija i praktika fiziceskoj kulture, 6, 16-17 (Traduction I.N.S.E.P. n° 360).



- VERKOSHANSKI, J.V.V. (1978)  
Entraînement spécifique de force.  
Legkaja atletika, 1, 6-7 (Traduction I.N.S.E.P. n° 316).
- VIGREUX, B. (1977)  
A propos de la détection de l'activité électromyographique de surface.  
D.E.A., Université de Lille I.
- VIGREUX, B., CNOCKAERT, J.C. et PERTUZON, E. (1980)  
Effets of fatigue on the series elastic component of human muscle.  
Eur. J. Appl. Physiol., 45, 11-17.
- VIITASALO, J.T. et KOMI, P.V. (1977)  
Signal characteristics of EMG during fatigue.  
Eur. J. Appl. Physiol., 37, 111-121.
- VIITASALO, J.T., HÄKKINEN, K. et KOMI, P.V. (1981)  
Isometric and dynamic force production and muscle fibre composition in man.  
Teviot Scientific Publications, 199-209.
- VOLKOV, V.M. (1977)  
Processus de récupération en sport.  
Moscou F.I.S.
- WILKIE, D.R. (1950)  
The relation between force and velocity in human muscle.  
J. Physiol., London, 110, 249-280.
- WOITTEZ, R.D., HUIJING, P.A. et ROZENDAL, R.H. (1983)  
Influence of muscle architecture on the length-force diagram of mammalian muscle.  
Pflugers Arch., 399, 275-279.
- WOLFGANG, P. (1967)  
L'entraînement de force ou musculation.  
Sportarzt, cahier 2 (Traduction I.N.S.E.P. n° 475).
- WONG, A.Y.K. (1971)  
Mechanics of cardiac muscle, based on Huxley's model    mathematical simulation of isometric contraction.  
J. Biomechanics, 4, 529-540.
- ZACIORSKI, V.M. et RATCHINE, L.M. (1975)  
Le transfert de l'effet cumulatif de la musculation aux gestes sportifs.  
Theorie und Praxis der Körper Kultur, R.D.A., 9, 826-833 (Traduction I.N.S.E.P. n° 44).

ANNEXES



**TYPE DE CONTRACTION**

1. Vitesse cyclique	2. Vitesse A-cyclique	3. Explos. Réactif	4. Explos. Ballistiq.	5. Explos. Tonique	6. Phasique	7. Phasique Tonique	8. Tonique
inertie membres	charges légères	plyométrique	charge légères	charge lourde	rythme	charge lourde rejetée	attitude
Fréquence	Vitesse	ARMÉ Skill ouvert	ARMÉ Skill fermé	Attitude Vitesse + tonus	FORCE REPET.	FORCE TONUS REPET.	isométr. + endurance
Sprint	Karaté boxe Escrime	Smash Shot FB BB HB Tennis Feintes	Poids Disque Appel	Coup rein Halthéro.	Nage Cyclisme Rameur Ski Marathon	6 + 8 Gymn. Judo Lutte	Christ. Tir Epaulé Patin.
<b>ENTRAÎNEMENT</b>							
F. Explos. Tempo	F. Explos.	Plyométr.	Plyométr.	Plyométr.	Charge — tempo	Charge — durée	Isométr.
20 % + tempo	20 % (5) et 50 % (1)	40 %	40 %	40 % isométr. isocinét.	Technique en surcharge	25 % et 20 %	1 à 3 100 — 95 %

Annexe I

*Tableau des types de contractions*

*d'après DUFOUR (1984)*



	Jours	30°	45°	60°	75°	90°	105°	120°
F.H.	J-1	44.4	56.1	83.4	95.1	102.9	91.2	71.8
	J <sub>0</sub>	49.0	49.0	45.9	42.8	42.8	36.6	24.2
	J+1	45.9	47.2	63.4	68.4	65.9	63.4	48.4
	J+2	28.4	33.4	38.4	48.4	53.4	50.9	60.9
F.M.	J-1	34.8	44.8	49.8	62.3	72.3	74.8	69.8
	J <sub>0</sub>	44.5	47.6	56.9	69.3	84.8	84.8	84.8
	J+1	47.6	53.5	62.3	77.1	80.0	91.8	85.9
	J+2	50.1	56.7	67.7	78.7	89.7	92.5	89.7
F.L.	J-1	45.5	56.1	66.7	77.3	93.2	79.9	61.4
	J <sub>0</sub>	28.1	37.9	43.5	51.9	51.9	49.1	46.3
	J+1	35.0	44.9	52.6	60.3	55.9	52.6	48.2
	J+2	38.4	51.9	62.7	73.5	72.1	78.9	76.2
T.C.	J-1	29.2	44.4	44.4	52.1	43.1	55.9	59.7
	J <sub>0</sub>	29.4	39.6	36.7	39.6	48.3	52.6	33.8
	J+1	26.2	33.4	36.3	39.2	56.6	50.8	62.4
	J+2	-	53.5	65.7	82.5	82.5	70.3	77.9
Y.S.	J-1	38.4	47.6	56.7	59.8	65.9	78.1	73.0
	J <sub>0</sub>	40.3	52.5	54.1	67.8	67.8	64.7	61.7
	J+1	39.1	46.3	67.9	85.9	89.5	64.3	60.7
	J+2	39.8	49.6	48.2	51.0	66.4	63.6	53.8

Annexe II



*Valeurs des couples non normalisés avant et après fatigue isométrique*

	Jours	30°	45°	60°	75°	90°	105°	120°
F.H.	J-1	23.3	35.6	45.4	62.5	62.5	63.7	55.2
	J <sub>0</sub>	33.9	40.6	56.8	59.5	60.9	59.5	51.4
	J+1	37.4	48.8	65.9	83.0	85.8	85.8	74.4
	J+2	42.1	59.8	71.6	80.4	83.4	83.4	71.6
F.M.	J-1	40.3	54.0	59.5	78.8	69.1	76.0	67.8
	J <sub>0</sub>	42.5	49.5	66.3	78.9	83.1	85.9	76.1
	J+1	50.1	51.7	70.9	86.9	102.9	109.3	101.3
	J+2	39.6	50.9	59.1	72.1	94.9	109.4	106.2
F.L.	J-1	54.8	81.6	84.7	89.4	89.4	95.7	87.9
	J <sub>0</sub>	28.7	30.1	28.7	31.4	40.9	39.5	34.1
	J+1	27.4	41.4	46.8	53.2	58.6	56.5	52.2
	J+2	57.5	71.2	83.4	94.1	95.6	91.0	81.9
T.C.	J-1	29.9	35.0	46.3	58.6	62.7	57.5	49.3
	J <sub>0</sub>	27.6	39.2	36.0	43.4	55.9	44.4	38.1
	J+1	41.7	56.4	71.2	71.2	80.0	80.0	68.2
	J+2	38.9	46.0	64.1	71.1	76.7	82.3	72.5
Y.S.	J-1	48.6	65.9	81.6	91.0	103.0	97.3	87.8
	J <sub>0</sub>	45.2	55.1	74.9	81.5	84.8	84.8	65.0
	J+1	51.6	76.0	91.2	101.9	106.5	97.3	79.0
	J+2	31.9	40.7	52.8	63.8	62.7	68.2	64.9

*Annexe III*



*Valeurs des couples non normalisés avant et après fatigue concentrique*

		30°	45°	60°	75°	90°	105°	120°
F.H.	J-1	50.0	65.5	76.4	79.5	88.8	88.8	71.7
	J <sub>0</sub>	42.3	45.4	62.4	67.1	68.6	67.1	67.1
	J+1	40.7	58.8	75.3	75.3	85.2	75.3	65.4
	J+2	49.4	59.6	71.5	88.5	90.2	78.3	64.7
F.M.	J-1	39.4	53.8	73.0	90.6	97.0	103.4	95.4
	J <sub>0</sub>	20.2	29.8	39.4	45.8	65.0	52.2	45.8
	J+1	23.2	26.0	39.7	42.5	53.5	53.5	39.7
	J+2	44.9	49.6	59.0	60.2	61.4	64.9	48.4
F.L.	J-1	47.1	66.6	82.9	94.2	102.4	105.6	95.9
	J <sub>0</sub>	40.6	50.4	52.0	53.6	50.4	43.9	37.4
	J+1	35.1	44.1	59.1	59.1	59.1	59.1	38.1
	J+2	51.1	47.8	66.0	69.3	77.5	71.0	59.4
T.C.	J-1	45.6	74.5	94.9	108.5	120.4	111.9	84.7
	J <sub>0</sub>	30.3	50.7	66.0	64.3	57.5	50.7	40.5
	J+1	36.0	41.9	50.8	46.3	50.8	59.6	30.1
	J+2	45.5	55.3	74.8	71.5	66.6	65.0	45.5
Y.S.	J-1	70.4	64.0	80.0	94.4	97.6	96.0	72.0
	J <sub>0</sub>	28.8	48.0	44.8	43.2	44.8	41.6	28.8
	J+1	26.7	28.9	34.0	35.4	36.1	34.7	26.7
	J+2	35.2	45.5	49.0	62.8	55.9	62.8	38.6

*Annexe IV - Valeurs des couples non normalisés avant et après fatigue excentrique en fonction des angles*



		30°	45°	60°	75°	90°	105°	120°	
avant et après fatigue isométrique	$\frac{S_1}{\sigma}$	J-1	.56	.74	.87	1	1.15	1.11	1.01
	$\delta$		.06	.10	.05	0	.24	.14	.22
	$\frac{S_1}{\sigma}$	J <sub>0</sub>	.57	.68	.71	.82	.91	.89	.78
	$\delta$		.14	.17	.19	.29	.36	.38	.43
avant et après fatigue isométrique	$\frac{S_1}{\sigma}$	J+1	.57	.75	.84	.98	1.06	.98	.95
	$\delta$		.13	.26	.22	.33	.35	.33	.37
	$\frac{S_1}{\sigma}$	J+2	.57	.76	.87	1.03	.98	1.09	1.09
	$\delta$		.22	.26	.33	.41	.41	.36	.37
avant et après fatigue concentrique	$\frac{S_1}{\sigma}$	J-1	.51	.70	.83	1	1.02	1.02	.92
	$\delta$		.09	.13	.01	0	.09	.05	.08
	$\frac{S_1}{\sigma}$	J <sub>0</sub>	.47	.58	.70	.79	.87	.83	.71
	$\delta$		.09	.14	.24	.26	.23	.25	.22
avant et après fatigue concentrique	$\frac{S_1}{\sigma}$	J+1	.57	.74	.94	1.07	1.18	1.17	1.02
	$\delta$		.15	.19	.26	.28	.30	.33	.29
	$\frac{S_1}{\sigma}$	J+2	.59	.76	.90	1.03	1.12	1.18	1.07
	$\delta$		.17	.25	.24	.24	.26	.29	.26
avant et après fatigue excentrique	$\frac{S_1}{\sigma}$	J-1	.55	.70	.87	1	1.08	1.09	.90
	$\delta$		1.88	.08	.06	0	.04	.06	.13
	$\frac{S_1}{\sigma}$	J <sub>0</sub>	.35	.48	.57	.59	.62	.56	.48
	$\delta$		.13	.09	.14	.15	.16	.17	.21
avant et après fatigue excentrique	$\frac{S_1}{\sigma}$	J+1	.35	.44	.57	.57	.63	.62	.44
	$\delta$		.10	.18	.23	.23	.27	.21	.22
	$\frac{S_1}{\sigma}$	J+2	.49	.56	.69	.74	.77	.75	.56
	$\delta$		.10	.11	.14	.22	.23	.15	.17

Annexe V - Valeurs des moyennes des couples normalisées et des écarts-types selon les trois types de régimes de fatigue



F.H.	L	.3282	.3220	.3196	.3036	.2924	.2808	.2965
	J-1	1191.5	1260.5	1278.6	1529.2	1422.7	1442.2	1336.3
	J <sub>0</sub>	1730.1	1439.1	1601.1	1455.5	1384.9	1346.4	1245.3
	J+1	1909.9	1728.7	1856.7	2029.6	1953.2	1941.9	1802.9
	J+2	2151.1	2119.2	2017.9	1967.7	1897.9	1886.9	1734.3
F.M.	L	.3734	.3663	.3568	.3453	.3326	.3194	.3066
	J-1	1808.2	1682.4	1474.2	1693.3	1382.9	1511.6	1442.7
	J <sub>0</sub>	1908.3	1541.6	1642.2	1696.1	1662.1	1708.1	1620.1
	J+1	2251.5	1611.4	1757.1	1868.9	2058.9	2174.2	2157.5
	J+2	1779.4	1588.5	1464.6	1550.5	1897.7	2177.5	2262.1
F.L.	L	.3256	.3194	.3111	.3011	.2900	.2785	.2673
	J-1	2822.8	2914.5	2407.3	2205.7	2052.2	2183.9	2145.9
	J <sub>0</sub>	1479.4	1074.3	816.0	774.8	937.7	901.4	833.2
	J+1	1414.3	1480.2	1329.9	1313.2	1345.1	1288.3	1274.2
	J+2	2961.4	2544.3	2370.1	2320.1	2193.6	2076.5	1999.8
T.C.	L	.3322	.3259	.3174	.3072	.2959	.2842	.2728
	J-1	1507.9	1225.3	1288.4	1415.4	1409.1	1286.3	1180.9
	J <sub>0</sub>	1394.8	1371.8	1003.2	1048.3	1235.0	993.1	912.5
	J+1	2104.6	1976.1	1982.2	1720.3	1799.6	1789.1	1633.1
	J+2	1964.7	1607.8	1785.4	1718.6	1724.9	1840.1	1735.5
Y.S.	L	.3508	.3441	.3352	.3244	.3125	.3001	.2881
	J-1	2503.5	2352.0	2317.3	2243.1	2375.4	2218.0	2077.5
	J <sub>0</sub>	2327.5	1968.1	2127.5	2009.2	1945.1	1933.7	1586.8
	J+1	2657.5	2714.9	2592.4	2513.1	2443.2	2220.2	1930.4
	J+2	1645.3	1455.5	1501.3	1574.2	1439.4	1556.5	1585.8

*Annexe VII - Valeurs réelles de F et L (avant et après fatigue concentrique)*





F.H.	L	.3282	.3220	.3136	.3036	.2924	.2831	.2695
	J-1	2268.1	1987.7	2350.2	2325.8	2341.4	2054.2	1736.5
	J <sub>0</sub>	2504.2	1736.8	1293.9	1047.1	974.2	828.3	586.4
	J+1	2345.8	1671.3	1787.1	1673.2	1499.9	1428.4	1172.6
	J+2	1451.6	1183.9	1082.5	1184.1	1215.4	1151.8	1475.4
F.M.	L	.3734	.3663	.3568	.3453	.3326	.3194	.3066
	J-1	1565.2	1397.1	1234.9	1340.5	1447.2	1488.5	1487.2
	J <sub>0</sub>	1996.8	1481.5	1408.6	1489.0	1695.5	1685.6	1804.7
	J+1	2136.1	1665.3	1543.6	1656.7	1600.5	1825.8	1829.1
	J+2	2251.9	1767.5	1678.1	1692.9	1795.1	1839.3	1910.7
F.L.	L	.3256	.3194	.3111	.3011	.2900	.2785	.2673
	J-1	2343.8	2004.3	1895.1	1906.1	2138.2	1823.6	1499.4
	J <sub>0</sub>	1446.5	1353.4	1235.4	1279.3	1190.3	1119.5	1130.2
	J+1	1801.9	1603.5	1493.9	1486.4	1282.0	1199.3	1176.6
	J+2	1977.5	1853.9	2239.8	1812.1	1655.1	1799.4	1860.6
T.C.	L	.3322	.3259	.3174	.3072	.2959	.2842	.2728
	J-1	1470.0	1555.3	1236.8	1258.3	1009.4	1249.4	1429.2
	J <sub>0</sub>	1485.2	1385.5	1021.1	956.2	1085.3	1176.2	808.2
	J+1	1321.6	1170.5	1011.6	948.0	1273.2	1136.2	1494.1
	J+2	-	1874.1	1830.1	1993.6	1854.9	1571.4	1864.9
Y.S.	L	.3508	.3441	.3352	.3244	.3125	.3001	.2881
	J-1	1837.6	1577.9	1496.1	1368.2	1402.9	1652.9	1631.5
	J <sub>0</sub>	1928.9	1742.4	1425.8	1551.5	1443.5	1370.6	1398.3
	J+1	1871.6	1536.8	1791.7	1966.9	1906.6	1362.1	1376.7
	J+2	1904.5	1645.9	1271.9	1167.9	1414.6	1347.1	1220.1

*Annexe VI - Valeurs réelles de F et L (avant et après fatigue isométrique)*

F.H.	L	.3282	.3220	.3136	.3036	.2924	.2808	.2695
	J-1	2555.3	2321.6	2152.0	1943.5	2019.9	2008.2	1737.0
	J <sub>0</sub>	2159.3	1607.5	1758.9	1640.2	1561.3	1517.2	1624.3
	J+1	2079.1	2085.2	2126.3	1842.7	1939.8	1704.5	1585.1
	J+2	2525.6	2113.2	2015.9	2165.3	2053.3	1772.2	1567.9
F.M.	L	.3734	.3663	.3568	.3453	.3326	.3194	.3066
	J-1	1768.7	1675.3	1807.9	1947.4	1939.9	2055.9	2030.8
	J <sub>0</sub>	906.3	927.7	975.5	984.2	1299.8	1037.7	974.7
	J+1	1042.9	809.0	984.0	913.1	1069.6	1063.4	845.7
	J+2	2017.9	1546.0	1462.3	1294.4	1227.8	1220.8	1031.7
F.L.	L	.3256	.3194	.3111	.3011	.2900	.2785	.2673
	J-1	2427.2	2380.2	2354.6	2323.9	2348.6	2409.1	2341.1
	J <sub>0</sub>	2092.4	1799.6	1477.3	1322.2	1155.6	1000.6	912.6
	J+1	1806.0	1574.2	1678.1	1456.3	1355.0	1347.1	929.4
	J+2	2633.8	1708.5	1874.7	1708.3	1778.7	1617.9	1450.1
T.C.	L	.3322	.3259	.3174	.3072	.2959	.2842	.2728
	J-1	2302.5	2609.5	2643.3	2622.7	2707.7	2502.0	2027.7
	J <sub>0</sub>	1531.1	1776.2	1838.6	1554.5	1293.5	1133.9	969.9
	J+1	1818.4	1467.7	1413.7	1119.9	1141.5	1332.7	720.8
	J+2	2297.9	1935.2	2081.9	1728.3	1498.4	1453.4	1089.4
Y.S.	L	.3508	.3441	.3352	.3244	.3125	.3001	.2881
	J-1	3624.4	2285.1	2271.9	2326.8	2238.3	2188.8	1757.3
	J <sub>0</sub>	1481.4	1713.5	1271.7	1064.3	1026.9	947.9	702.3
	J+1	1374.3	1030.9	964.0	872.4	828.3	790.4	651.5
	J+2	1812.2	1626.7	1391.7	1548.1	1282.0	1432.0	943.3

*Annexe VIII - Valeurs réelles de F et L (avant et après fatigue excentrique)*



		Force		Vitesse		Puissance	
		min.	max.	min.	max.	min.	max.
Concentrique	J - 1	76.1	2090	.0507	.783	56.2	395
	J <sub>0</sub>	123	2440	.0577	.694	77.2	419
	J + 1	179	1850	.0547	.691	66.5	387
	J + 2	212	1720	.0460	.782	64.0	454
Excentrique	J - 1	336	2100	.0504	.705	73.3	383
	J <sub>0</sub>	208	1666	.0450	.581	55.9	278
	J - 1	236	1830	.0567	.661	80.6	342
	J + 2	241	2020	.0467	.762	61.4	577
Isométrique	J - 1	64.8	2160	.0352	.859	39.5	348
	J <sub>0</sub>	17.5	1320	.0808	.682	8.32	228
	J + 1	18.4	1500	.0841	.883	95	311
	J + 2	198	1440	.0721	.751	76.2	342

Annexe IX - Valeurs extrêmes non extrapolées de force (N), vitesse ( $m \text{ sec}^{-1}$ ) et puissance (w) (en valeurs réelles).

N.B. : La puissance n'est pas le résultat de  $F * V$  car les chiffres n'appartiennent pas forcément aux mêmes sujets.





LES CINÉTIQUES DE RÉCUPÉRATION DES PROPRIÉTÉS CONTRACTILES  
DU MUSCLE HUMAIN APRES FATIGUE DE MUSCULATION

---

La récupération de la fatigue est étudiée, chez l'homme, après trois modalités de musculation : isométrique, anisométrique concentrique et anisométrique excentrique.

Les tests de récupération portent sur la détermination des propriétés biomécaniques du groupe des fléchisseurs du coude et les cinétiques de récupération sont comparées.

La force isométrique maximale est récupérée vingt-quatre heures après la musculation isométrique et anisométrique concentrique ; elle ne l'est pas quarante-huit heures après musculation anisométrique excentrique.

Quel que soit le mode de musculation, la force maximale dynamique n'est pas totalement récupérée quarante-huit heures après la séance de musculation.

Par contre, la vitesse maximale de raccourcissement du muscle est surcompensée, dans les mêmes délais, pour les modalités de musculation isométrique et, à un moindre degré, pour la musculation anisométrique excentrique. Seule, la musculation anisométrique excentrique ne permet pas une récupération totale de la vitesse quarante-huit heures après la séance de musculation.

Il en résulte que la récupération de la puissance musculaire, et vraisemblablement de la capacité de travail, s'effectue d'abord par la récupération de la vitesse de raccourcissement et plus tardivement par la récupération de la force de contraction.

L'application de ces données au choix des techniques et programmes de musculation sont discutées.

MOTS CLEFS

Biomécanique - Contraction musculaire - Homme - Fatigue - Musculation.

