

50376
1975
207

50376
1975
207

N° d'ordre 319

THÈSE

présentée

A L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES
ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir

le grade de Docteur ès-Sciences

par

Bernard MATON



Etude périphérique de l'organisation du mouvement volontaire

Soutenue le 31 Janvier 1975 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury : MM. S. BOUISSET Président
P. BUSER
M. HUGON }
E. PERTUZON Examineurs
J. SCHERRER

Travail réalisé au Laboratoire de Physiologie du Travail du C.N.R.S de PARIS

SCD LILLE 1



D 030 308586 8

50376
1975
207

50376
1975
207

THÈSE

présentée

A L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES
ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir

le grade de Docteur ès-Sciences

par

Bernard MATON

Etude périphérique de l'organisation du mouvement volontaire



Soutenue le 31 Janvier 1975 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury :	MM. S. BOUISSET	Président
	P. BUSER	} Examineurs
	M. HUGON	
	E. PERTUZON	
	J. SCHERRER	

Travail réalisé au Laboratoire de Physiologie du Travail du C.N.R.S de PARIS



030 051268 8

AVANT - PROPOS

Monsieur le Professeur S. BOUISSET a su, avec beaucoup de patience et de gentillesse, me faire profiter de son expérience et de ses méthodes. L'attention qu'il a portée sans cesse à chacune des étapes de ce travail, ses encouragements, sa collaboration dynamique, m'ont été d'un précieux secours dans l'élaboration de cette thèse dont il a bien voulu me faire l'honneur de présider le jury. Qu'il veuille bien trouver ici l'expression de ma très profonde gratitude.

Le travail exposé dans cette thèse a été effectué au laboratoire de Physiologie du travail du CNRS de PARIS. C'est avec un sentiment de très profonde reconnaissance que je tiens à remercier son directeur Monsieur le Professeur J. SCHERRER, pour l'accueil bienveillant qu'il m'a réservé et pour les facilités et les conseils judicieux qu'il m'a prodigués afin de mener à bien ce travail. Qu'il trouve ici un modeste témoignage de mon respectueux attachement.

Monsieur le Professeur M. HUGON après m'avoir enseigné les bases des techniques neurophysiologiques, a parrainé ma recherche au CNRS depuis 1969. La rigueur scientifique de ses conseils, et une bienveillance jamais démentie m'ont beaucoup aidé. Qu'il trouve ici le témoignage de ma profonde reconnaissance.

Je remercie très vivement Monsieur le Professeur P. BUSER d'avoir accepté de juger mon travail sur ce thème de l'organisation du mouvement qui doit tant à son oeuvre scientifique sur les mécanismes centraux de régulation. C'est un honneur et un plaisir pour moi. Qu'il trouve ici l'expression de ma sincère reconnaissance.

Mes remerciements vont de même à Monsieur le Professeur E. PERTUZON qui a accepté de participer au jury de cette thèse et y apporte sa haute compétence en matière de propriétés mécaniques du muscle. C'est pour moi un honneur et une marque d'amitié. Qu'il trouve ici l'expression de ma vive et amicale reconnaissance.

Qu'il me soit permis également de remercier Monsieur le Professeur S. METRAL. Sa collaboration efficace et amicale au début de ce travail, l'intérêt qu'il a bien voulu y porter par la suite, m'ont été d'un précieux secours. Qu'il trouve ici l'expression de ma fidèle et sincère amitié.

Je tiens aussi à exprimer tout particulièrement mes remerciements à Mademoiselle M. C. REYMOND qui a collaboré à l'ensemble de ce travail et s'est chargée d'une part importante et ingrate du dépouillement des données. Qu'elle trouve ici l'expression de mon amicale reconnaissance.

La modélisation de l'activité myoélectrique présentée dans ce travail a été réalisée en collaboration avec Monsieur le Professeur Y. CHERRUAULT qui en a proposé la formulation mathématique, et Mademoiselle M. GOUNY qui en a assuré la programmation et la simulation. Qu'ils trouvent ici le témoignage de ma vive reconnaissance.

Je tiens également à exprimer ma gratitude:

A Messieurs J. P. BARDON, M. CHASTANET et C. AUGUAY, qui, sous la direction de Monsieur D. FEUER ont mis au point l'appareillage électronique utilisé au cours de ce travail.

A Monsieur P. DECANTE qui nous a apporté son aide dans l'analyse des signaux.

A Monsieur J. R. TEILHAC et Madame Y. LACOUR qui ont réalisé avec tant de soins et de gentillesse une part importante de l'iconographie.

A tous ceux qui ont accepté avec bonne humeur d'être martyrisés pour les "Besoins de la Science" et sans qui ce travail n'aurait pu avoir lieu.

Enfin et en dernier uniquement de par le caractère lointain de son aide, je remercierai bien sincèrement Monsieur le Professeur R. MARLIERE qui dès la classe de troisième du Lycée et jusqu'en terminale, a su par sa patience et le caractère vivant de ses cours, nous intéresser aux "Sciences naturelles". Qu'il trouve ici l'expression de ma sincère gratitude.

PLAN GENERAL

	Pages
<u>INTRODUCTION GENERALE</u>	1
<u>CHAPITRE-I : EXPOSE DES TECHNIQUES.</u>	7
A- TECHNIQUES ELECTROMYOGRAPHIQUES.	8
B- TECHNIQUES ERGOMETRIQUES.	20
C- TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT.	26
D- TECHNIQUES DE TRAITEMENT DES ELECTROMYOGRAMMES.	28
<u>CHAPITRE-II : SIGNIFICATION DE L'EMG DE SURFACE.</u>	
A- INTRODUCTION.	31
B- TECHNIQUES ET PROTOCOLES	42
C- RESULTATS.	47
D- DISCUSSION.	55
E- CONCLUSIONS.	62
<u>CHAPITRE-III : ETUDE DE LA SYNERGIE MUSCULAIRE.</u>	
A- INTRODUCTION.	64
B- LA SYNERGIE MISE EN JEU DANS LE TRAVAIL STATIQUE.	73
C- LA SYNERGIE MISE EN JEU DANS LE TRAVAIL DYNAMIQUE.	80
D- CONCLUSIONS.	88

CHAPITRE-IV : ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.
DANS LA CONTRACTION ISOMETRIQUE.

A- INTRODUCTION.	91
B- LE RECRUTEMENT DES U. M. DANS LA GRADATION DE LA CONTRACTION ISOMETRIQUE.	99
C- LE RECRUTEMENT DES U. M. DANS LE MAINTIEN DE LA CONTRACTION ISOMETRIQUE.	116
D- CONCLUSIONS.	123

CHAPITRE-V : ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.
DANS LA CONTRACTION ANISOMETRIQUE.

A- INTRODUCTION.	126
B- TECHNIQUE ET PROTOCOLE.	129
C- RESULTATS.	131
D- DISCUSSION.	135
E- CONCLUSIONS.	141

CHAPITRE-VI : MISE EN JEU DES DIFFERENTS TYPES
D'U. M.

A- INTRODUCTION.	142
B- TECHNIQUES ET PROTOCOLES.	149
C- RESULTATS.	152
D- DISCUSSION.	157
E- CONCLUSIONS.	163

RESUME ET CONCLUSIONS GENERALES

I- INTERET METHODOLOGIQUE.	164
II- DONNEES SUR L'ORGANISATION MOTRICE GENERALE DU MOUVEMENT.	166

III- DONNEES SUR L'ORGANISATION MOTRICE ELEMENTAIRE DU MOUVEMENT.	168
IV- MODELISATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE	174
V - CONCLUSION GENERALE.	177
<u>ANNEXE - I.</u>	177
<u>ANNEXE - II.</u>	179
<u>ANNEXE - III.</u>	180
<u>NOTES PRELIMINAIRES PUBLIEES SUR LES TRAVAUX FAISANT L'OBJET DE CE MEMOIRE.</u>	182
<u>BIBLIOGRAPHIE.</u>	185

N. B. Chaque chapitre est précédé d'un plan détaillé.

INTRODUCTION GENERALE

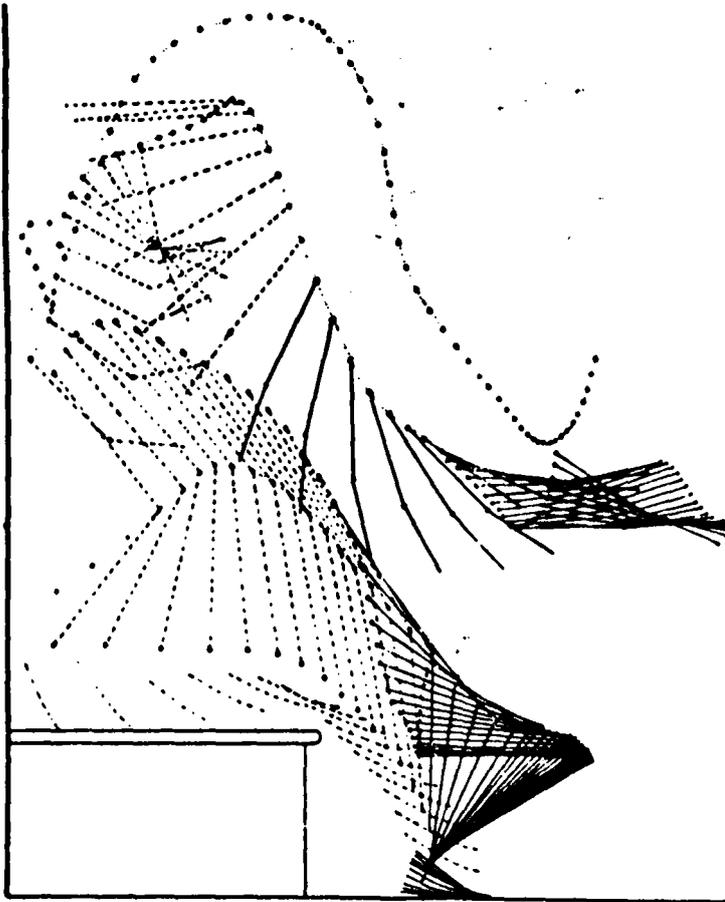


Fig. 1. Reproduction d'un enregistrement de MAREY (1886) montrant comment se placent successivement les divers segments de membre au cours d'un saut.

" Ces lignes droites qui balayent l'espace, sont habillées par des muscles, ceux-ci sont commandés par des nerfs, dont les centres obéissent aux règles stéréotypées de la réflexologie élémentaire, souvent assouplies par les corrections qu'y apportent de nombreux circuits rétroactifs; enfin, dominant le tout, des organisations nerveuses fonctionnelles plus ou moins durables, renfermant l'information nécessaire pour coordonner les séquences motrices en fonction du but à atteindre, autrement dit, des "programmes". (FESSARD, 1974).

En permettant une description précise du décours spatio-temporel des mouvements, les chronophotographies de MAREY (1868, 1886, 1894) ouvraient la voie à l'étude de l'organisation des mouvements naturels.

Peu de temps après, Piper (1907) réalisait les premiers enregistrements électromyographiques de la contraction volontaire chez l'homme et WACHHOLDER (1923), voyait dans l'utilisation de cette technique un moyen d'exploration du mouvement volontaire. C'est en effet à WACHHOLDER dont les travaux furent ensuite exécutés en collaboration avec ALTENBURGER (1925, 1926) que revient le mérite d'avoir proposé une nouvelle direction à l'étude de l'organisation du mouvement, qui devait se révéler particulièrement riche de potentialités, ainsi que l'avait appréhendé FESSARD (1926-1927). Cette dernière avait pour base deux idées maîtresses: la première était que devant l'extraordinaire complexité des mouvements naturels, que les travaux de DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) avaient laissé entrevoir - "L'activité musculaire isolée n'est pas dans la nature" - et que les enregistrements de MAREY mettaient en évidence, l'étude de l'organisation du mouvement, devait en premier lieu avoir pour objet des mouvements simples, facilement contrôlables et reproductibles; la seconde était que l'enregistrement simultané du mouvement et d'un témoin de la commande motrice: l'électromyogramme, devait permettre de préciser cette organisation et d'approcher les mécanismes qui la produisent. WACHHOLDER et ALTENBURGER se sont donc attachés tout d'abord à la description de mouvements simples, ensuite à l'étude des synergies musculaires qui les sous-tendent.

Toutefois, à l'époque, les techniques ergométriques étaient encore rudimentaires, ce qui introduisait un doute sur la valeur des conclusions. Il en était de même de la technique électromyographique, ainsi qu'en attestent les descriptions et interprétations contradictoires des

électromyogrammes que soutenaient PIPER (1909, 1910, 1912, 1914), GARTEN (1910), DITTLER et GUNTHER (1914), WACHHOLDER (1923), ATHANASIU (1923), LAPICQUE (1923).

Depuis, l'évolution rapide des techniques ergométriques et électromyographiques a permis de progresser dans la voie proposée par WACHHOLDER.

De nombreux travaux ont porté, d'une part sur l'étude des propriétés mécaniques des muscles mis en jeu dans ces mouvements simples et d'autre part sur l'organisation du mouvement.

L'étude des propriétés mécaniques du muscle impliqué dans un mouvement naturel a été amorcée par FENN et coll. (1931), puis développée par WILKIE (1950). Toutefois, ce n'est que lorsque ces travaux ont associé la direction proposée par WACHHOLDER et les données biomécaniques de BRAUNE et FISCHER (1889), que les propriétés mécaniques du muscle ont pu être parfaitement définies au cours du mouvement maximal (PERTUZON, 1972) et du mouvement sous-maximal (GOUBEL, 1974).

Parmi les travaux concernant l'organisation du mouvement, les uns ont plus particulièrement porté sur les problèmes de synergie musculaire, les autres ont eu pour but essentiel de déterminer l'organisation même du message moteur arrivant au muscle.

L'étude des synergies musculaires a fait l'objet d'une abondante littérature dans laquelle les travaux de LIVINGSTON et coll. (1951), PAILLARD (1960), BASMAJIAN (1967) entre autres, tiennent une place marquante. L'idée générale qui s'en dégage est celle d'une grande plasticité de la coordination musculaire vis-à-vis des conditions périphériques offertes au mouvement, mais aussi d'une certaine confusion entre les données des différents auteurs. Il apparaît également que certaines synergies n'ont que sommairement été étudiées, ce qui est le cas, par exemple, de celle entre les fléchisseurs du coude.

L'étude de l'organisation du message moteur arrivant au muscle a été rendue possible par l'analyse de l'activité des unités motrices. Depuis les travaux d'ADRIAN et BRONK (1929) et de DENNY-BROWN (1929), on sait en effet que l'activité électrique détectée à l'aide d'électrodes ponctuelles est celle d'unités motrices. L'unité motrice, ainsi que l'a définie SHERRINGTON (1925), correspond à un groupe de fibres musculaires et au motoneurone qui l'innerve. On a ainsi accès au comportement des motoneurones, chaque décharge du motoneurone donnant lieu à une excitation synchrone* des fibres composant l'unité motrice (LAPICQUE, 1932). Toutefois, dans nombre des travaux effectués, un contrôle précis des variables mécaniques caractéristiques du mouvement n'a pas été réalisé, et les résultats, obtenus à l'aide de techniques différentes, sont souvent divergents ou fragmentaires. C'est ainsi que l'importance du recrutement temporel des U. M. dans la gradation de la contraction volontaire est discutée depuis les premiers travaux de BIGLAND et LIPPOLD (1954), et que le recrutement spatial des U. M. n'a fait l'objet d'aucune étude quantifiée. De plus, l'ensemble des données obtenues est limité au mouvement n'entraînant pas de raccourcissement musculaire.

De nombreuses données restent donc à acquérir tant dans le domaine de la coordination musculaire que dans celui de l'organisation du message moteur au niveau des unités motrices.

C'est sur ces deux aspects essentiels de l'organisation du mouvement volontaire qu'ont porté nos efforts au cours de ce travail.

Un abord correct de ces problèmes nécessitait tout d'abord le choix d'un mouvement qui permette une quantification précise de l'activité électrique et mécanique des muscles mis en jeu. Cette quantification ne peut être obtenue de façon relativement aisée que si le mouvement étudié répond à un certain nombre de considérations dont les principales ont été exprimées par WACHHOLDER (1923) et précisées par WILKIE (1950):

* L'asynchronisme entre la mise en activité des différentes fibres d'une même U. M., mis en évidence par EKSTEDT (1964), peut être considéré comme négligeable dans le cadre de cette étude.

- Le mouvement doit être monoarticulé et concerner une articulation géométrique simple.

- Dans le cas où cette articulation présente plusieurs axes de rotation, il doit être possible d'en réduire le nombre de degrés de liberté pour n'en étudier qu'un.

- Le mouvement ne doit mettre en jeu qu'un nombre restreint de muscles.

- Il doit pouvoir être effectué sans entraîner de modification d'équilibre du reste du corps.

- Il doit être unidirectionnel et reproductible aussi exactement que possible.

Parmi la gamme de mouvements répondant à ces impératifs, le mouvement de flexion du coude a été retenu pour les raisons suivantes:

- Il apparaît comme un mouvement naturel fondamental.

- Il mobilise un groupe de muscles anatomiquement bien définis et accessibles à l'exploration électromyographique.

- Exécuté dans un plan horizontal, il offre la possibilité ainsi que l'avait exploité WACHHOLDER, de s'affranchir de l'influence de la pesanteur.

En second lieu, il nous a semblé indispensable d'étudier le mouvement dans ses modalités fondamentales, c'est à dire lorsqu'il entraîne (contraction dynamique ou anisométrique) et lorsqu'il n'entraîne pas (contraction statique ou isométrique) de raccourcissement musculaire, au moyen des mêmes techniques de détection de l'activité myoélectrique.

Ceci nécessitait en particulier la mise au point d'un type nouveau d'électrodes intramusculaires, susceptible de permettre la détection de potentiels d'UM dans la contraction avec raccourcissement. La description de cette technique constituera l'essentiel de la première partie de ce travail (CH. I-Exposé des techniques) .

De la même façon, l'utilisation d'électrodes de surface impliquait une étude de la signification de l'électromyogramme de surface. En effet,

si ce dernier est d'un emploi courant, tant dans le domaine de la recherche, que dans de nombreux domaines pratiques, tels l'éducation physique, la clinique, ou celui plus récent du contrôle des prothèses et orthèses, la signification exacte du signal soulève encore de nombreuses questions:

- l'EMG de surface représente-t-il l'activité du seul muscle sous-jacent aux électrodes ou reflète-t-il également celle des muscles environnants?

- Si l'EMG de surface ne représente que l'activité du seul muscle sous-jacent aux électrodes, reflète-t-il l'activité de l'ensemble des fibres du muscle mises en jeu?

Une deuxième partie de ce travail sera donc consacrée à essayer de répondre à ces questions (CH. II: Signification de l'EMG de surface).

Dans une troisième partie, nous nous sommes attachés à l'étude de la synergie musculaire qui caractérise le mouvement étudié, et plus particulièrement à l'étude des relations qualitatives et quantitatives entre les activités des muscles agonistes (CH. III: Etude de la synergie musculaire).

L'étude de l'organisation de l'activité des unités motrices, a donné lieu à trois autres parties distinctes:

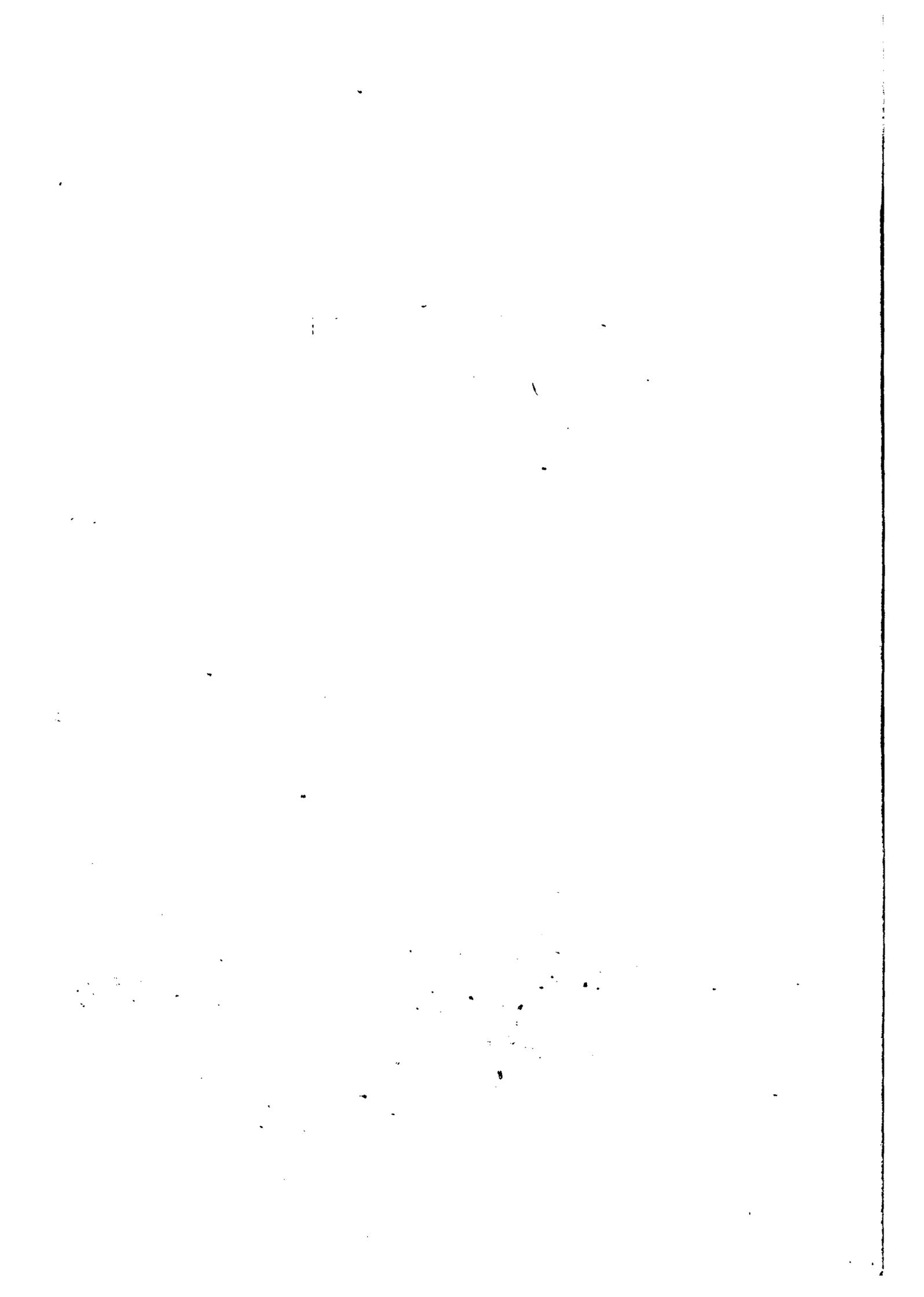
- La première est consacrée à l'étude de l'activité des unités motrices dans la contraction isométrique (CH. IV : Organisation de l'activité des U. M. dans la contraction isométrique).

- La seconde porte sur l'étude de l'activité des U. M. dans la contraction anisométrique. (CH. V: Organisation de l'activité des U. M. dans la contraction anisométrique.

- Dans la dernière, nous avons abordé le problème de la différenciation fonctionnelle des unités motrices (CH. VI : Mise en jeu des différents types d'U. M.).

- CHAPITRE I -

EXPOSE DES TECHNIQUES



- CHAPITRE I -

EXPOSE DES TECHNIQUES

A - TECHNIQUES ELECTROMYOGRAPHIQUES

- I - DIFFERENTS TYPES D'ELECTRODES UTILISEES EN ELECTROMYOGRAPHIE. 8
 - 1 - Electrodes de surface.
 - 2 - Electrodes intramusculaires.
- II - LES ELECTRODES UTILISEES DANS CETTE ETUDE. 12
 - 1 - Electrodes de surface.
 - 1-1 : Description.
 - 1-2 : Propriétés électriques, influence sur le signal.
 - 2 - Electrodes intramusculaires.
 - 2-1 : Description.
 - 2-2 : Propriétés électriques, influence sur le signal.
- III - AMPLIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE 19

B - TECHNIQUES ERGOMETRIQUES.

- I - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT 20
 - 1 - Dispositif principal.
 - 2 - Détermination de l'inertie.
 - 3 - Dispositifs annexes.

II - DETECTION DES VARIABLES MECANIQUES	22
1 - Position et déplacement angulaire	
2 - Vitesse angulaire	
3 - Accélération tangentielle	
4 - Couple	

C - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

I - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE	26
II - ENREGISTREMENTS GRAPHIQUES	26
1 - Enregistrement direct des données.	
2 - Retranscription des données.	

D - TECHNIQUES DE TRAITEMENT DES ELECTROMYOGRAMMES

I - INTEGRATION DU SIGNAL	28
II - SELECTION DES U. M.	29
III - ANALYSE DE L'ACTIVITE DES U. M.	29

L'étude de l'organisation du mouvement volontaire nécessite l'utilisation de techniques de deux ordres: électromyographiques et ergométriques.

Du point de vue électromyographique, deux problèmes se posent, ce sont:

1 - L'étude de l'organisation générale du mouvement: elle implique la détection de l'activité globale des différents muscles mis en jeu, d'où l'utilisation d'électrodes de surface.

2 - L'étude de l'organisation de l'activité des U.M. : elle nécessite l'utilisation d'électrodes intramusculaires.

Du point de vue ergométrique, deux problèmes se posent également, ce sont:

1 - La nécessité de simplifier autant que possible le mouvement étudié: elle amène à réduire le nombre de degrés de liberté de la préparation, d'où l'utilisation d'un système mécanique de contention de l'avant-bras.

2 - La quantification de l'activité mécanique des muscles: elle nécessite la détection des variables mécaniques caractéristiques du mouvement, d'où l'utilisation de différents capteurs.

Nous décrirons successivement ces différentes techniques. Toutefois, un développement tout particulier sera réservé à la description et à l'étude des propriétés électriques des électrodes intramusculaires. Il s'agit là, en effet, de la mise au point d'une technique originale, sans laquelle ce travail n'aurait pu être réalisé.

Nous décrirons ensuite succinctement d'une part les techniques d'enregistrement des différents phénomènes détectés et, d'autre part, les techniques de traitement du signal.

A - TECHNIQUES ELECTROMYOGRAPHIQUES

Sans vouloir faire ici une étude exhaustive des différentes électrodes utilisées en électromyographie, nous ferons précéder la description des électrodes que nous avons utilisées, par un bref rappel des techniques courantes. Pour plus de détails sur la question, on pourra se reporter à l'ouvrage de GEDDES (1972).

I - DIFFERENTS TYPES D'ELECTRODES UTILISEES EN EMG.

1 - Electrodes de surface:

Les électrodes utilisées en électromyographie de surface diffèrent essentiellement de par le mode de fixation utilisé.

Les électrodes les plus simples sont constituées par une plaque d'argent, de cuivre, d'étain ou de zinc fixée sur la peau, après interposition d'une solution électrolytique. La fixation est réalisée à l'aide de bandes soit adhésives soit élastiques, ou encore à l'aide de collodion. Ces électrodes sont difficilement utilisables dès qu'il y a mouvement. En effet, les légers déplacements de la plaque métallique par rapport à la peau se traduisent alors par des artefacts dits "de mouvement". C'est afin de pallier cet inconvénient qu'ont été réalisées les électrodes creuses ou "recessed electrodes".

Les électrodes creuses sont constituées de façon à ce que la partie métallique de l'électrode soit éloignée de la peau. Elles sont de deux types, suivant le mode de fixation utilisé.

La fixation peut être assurée par des pastilles adhésives. Ces électrodes comportent alors une bague d'appui, au-dessus de laquelle se trouve une plaque métallique d'argent, de cuivre, ou de zinc. Dans certains modèles, cette plaque est perforée (DAY et LIPPITT, 1964; KAHN, 1964) ou remplacée par un treillis métallique (HENDLER et SANTA MARIA, 1961; BURNS et GOLLNICK, 1966), afin d'introduire la solution électrolytique, ou d'en laisser échapper le trop-plein.

- La fixation peut être réalisée par un procédé de succion. La partie métallique se trouve alors, au sommet soit d'une petite ventouse élastique remplie de pâte conductrice (SHACKEL, 1958), soit d'une cupule à l'intérieur (VREDENBREGT, 1966), ou sur les bords de laquelle (STANGL, 1959), une tubulure permet de faire le vide.

L'activité myoélectrique recueillie au moyen de toutes ces électrodes est une activité globale. L'amplitude du signal recueilli est pratiquement indépendante de la surface de détection dans la gamme de surface généralement utilisée (KRAMER et coll., 1972).

2 - Electrodes intramusculaires

Les premières électrodes utilisées ont été constituées par une aiguille d'acier, de cuivre ou de platine, dont le corps présentait un diamètre de 300 à 500 μ et la pointe un diamètre de 50 à 100 μ . Ces électrodes ont été employées en EMG chez l'homme dès 1920 (SCHAFFER, 1920; REHN, 1921; TRENDELENBURG, 1922; WACHHOLDER, 1923; WAGNER, 1925 a, b; WACHHOLDER et ALTENBURGER 1925, 1926 a, b). La réception était effectuée entre deux électrodes piquées dans le même muscle. Suivant la distance entre ces électrodes, la profondeur à laquelle elles étaient piquées, elles permettaient la réception de potentiels d'action d'unités motrices ou d'une activité myoélectrique globale. Par la suite, ces aiguilles ont été isolées sauf en leur pointe. Ce type d'électrode a été largement utilisé, une autre électrode intramusculaire ou une électrode cutanée ou subcutanée servant alors de référence plus ou moins "indifférente". La nature du signal détecté dépendait alors de l'importance de la surface non isolée et du mode de dérivation utilisé (CUTHBERT et DENSLOW, 1945; JASPER, 1946; JASPER et BALLEM, 1949; BJÖRK et KUGELBERG, 1953; NORRIS et GASTEIGER, 1955).

Toutefois, l'électrode intramusculaire la plus connue et la plus utilisée, surtout en EMG clinique "de routine", est l'électrode concentrique (ou "monofilaire") introduite par ADRIAN et BRONK (1929). Cette électrode est constituée par un fil de platine de 25 à 150 μ de diamètre, isolé à l'intérieur d'une aiguille hypodermique. La réception est alors effectuée soit entre une électrode éloignée, si possible "indifférente", et le fil, soit entre ce fil

et le corps de l'aiguille.

Une variante de cette électrode consiste à placer non pas un, mais deux fils à l'intérieur de l'aiguille. L'électrode "bifilaire" ainsi obtenue permet une dérivation bipolaire très focale de l'activité myoélectrique (LANDAU, 1951 ; BECKER et CHAMBERLIN, 1960). Les activités détectées à l'aide de ces électrodes sont celles d'U. M. et semble-t-il parfois de fibres musculaires. Leurs propriétés électriques et les distorsions du signal qu'elles entraînent ont été étudiées par GULD (1951) et BUCHTHAL et coll. (1954).

En 1957, BUCHTHAL et coll. mettent au point une électrode cette fois multiple. Cette électrode est constituée par une aiguille hypodermique qui présente une ouverture latérale où sont alignés, dans l'axe de l'aiguille, 12 à 14 pôles de détection correspondants à l'extrémité de fils de platine de 50 à 100 μ de diamètre. L'utilisation de cette électrode permet alors de détecter un même potentiel d'action en plusieurs points du muscle situés à une distance connue l'un de l'autre et de ce fait de déterminer le volume de propagation des potentiels d'U. M.

EKSTEDT, en 1964, modifie l'électrode multiple de BUCHTHAL dans le but d'étudier les potentiels d'action de fibres musculaires. A cet effet, il réalise une multiélectrode comportant 14 pôles de détection, mais cette fois d'un diamètre de 30 μ seulement.

D'autres types d'électrodes ont été mis au point et répondent à des utilisations beaucoup plus restreintes:

- L'étude de certains aspects du champ électrique peut être réalisée au moyen de l'électrode mise au point par FLECK (1962). Cette électrode comporte 2 pôles de détection diamétralement opposés et situés sur la partie latérale d'une aiguille hypodermique.

- L'étude des potentiels d'action intra ou juxta cellulaires fait appel à l'utilisation de microélectrodes de verre ou de métal. (JOHNS 1960; WOLBARSH et WAGNER, 1960; BERANEK, 1961; NORRIS, 1962; CREUTZFELD, 1962; RIECKER et coll. 1963; PIERCE et WAGMAN, 1964; GULD, 1964; BROOKS et KONGDALAROM, 1968; Mc. COMAS et MROZEK, 1969.)

- Le prélèvement d'une biopsie dans la zone de détection peut éga-

lement être effectué grâce au "myotome électromyographique" (BONSETT et coll., 1961; WARMOLTS et ENGEL, 1973).

Les électrodes précédemment citées sont, dans leur ensemble, impropres à l'étude électromyographique de la contraction anisométrique.

La seule technique utilisée dans cette modalité de contraction est celle des électrodes-fils. Ces électrodes sont constituées par un ou deux fils de métal (tungstène, platine, karma), d'un diamètre de 25 à 200 μ isolé(s) sauf sur une distance d'environ 1 mm à partir de l'extrémité recourbée en crochet.

Ce (ou ces) fil(s) sont introduits dans le muscle à l'aide d'une aiguille hypodermique qui est ensuite retirée. Largement utilisées en kinésiologie, leurs caractéristiques ont été étudiées par de nombreux auteurs (INMANN et coll. 1952; CARLSÖÖ, 1958, LONG et coll. 1960; BASMAJIAN et DUTTA, 1961; NORRIS et coll., 1964; CLOSE et coll.; 1965, 1969; SUMITSUJI et coll. 1965; PAULY, 1966; BAK, 1967; JONSSON, 1967; PAULY et coll., 1967; JONSSON et coll. 1968). Divers modes de préparation et d'implantation ont été proposés (SILVER, 1958; SCOTT, 1965; PARKER, 1968; KINNARD et MAC LEAN, 1967; BLANTON et coll., 1969; FREEMANN, 1969).

La mise au point d'une technique de radiographie (REICHMANN et JONSSON, 1967) a permis de mettre en évidence (JONSSON et BAGDE, 1968; JONSSON et REICHMANN, 1969; JONSSON et KOMI, 1973) que ces électrodes subissaient d'importantes déformations au cours de leur utilisation. A chaque contraction musculaire, l'électrode est pliée dans un sens ou dans un autre, ce qui se manifeste.

- par une migration de l'extrémité de celle-ci dans le muscle.
- par une séparation de l'extrémité des fils lorsqu'ils sont utilisés par couples.
- par leur cassure éventuelle lorsque leur section est faible.

L'ensemble de ces phénomènes se traduit par une variabilité de l'amplitude des signaux recueillis.

II - ELECTRODES UTILISEES DANS CETTE ETUDE

1 - Electrodes de surface

Leur choix a répondu à deux impératifs:

- leur utilisation devait être aisée.
- elles ne devaient pas donner d'artefacts au cours du mouvement.

1 - 1 - Description

Ce sont des électrodes "creuses". Elles comportent une bague d'appui en matière plastique, dont le diamètre externe est de 20 mm le diamètre interne est de 7 mm et l'épaisseur est de 1,5 mm. Une lamelle d'argent est fixée sur cette bague, à l'aide de ciment dentaire. La surface de détection, déterminée par le diamètre interne de la bague d'appui, est de 38 mm².

La fixation sur la peau est effectuée à l'aide de colliers adhésifs de type BECKMANN (fig. 2).

Une meilleure jonction peau-métal est obtenue par interposition d'une légère couche de pâte électrolytique (ALVAR, Reegarpha), placée dans le creux de l'électrode.

L'obtention d'une impédance faible est également subordonnée à un amincissement léger de la couche cornée de la peau, préalablement à l'application de l'électrode. A cet effet, la peau est frottée localement à l'aide d'un tampon de coton hydrophile, imprégné d'un mélange en quantités égales d'éther, d'alcool et d'acétone, jusqu'à apparition d'une légère rubéfaction.

1 - 2 - Propriétés électriques - Influence sur le signal.

Les propriétés électriques de ces électrodes étant connues (GEDDES et coll. 1968), nous n'avons effectué aucune mesure précise de leur impédance. On a admis, qu'étant donné la surface de détection utilisée, un enregistrement correct était obtenu lorsque la résistance inter-électrode, mesurée in situ, était inférieure à 30 K Ω .

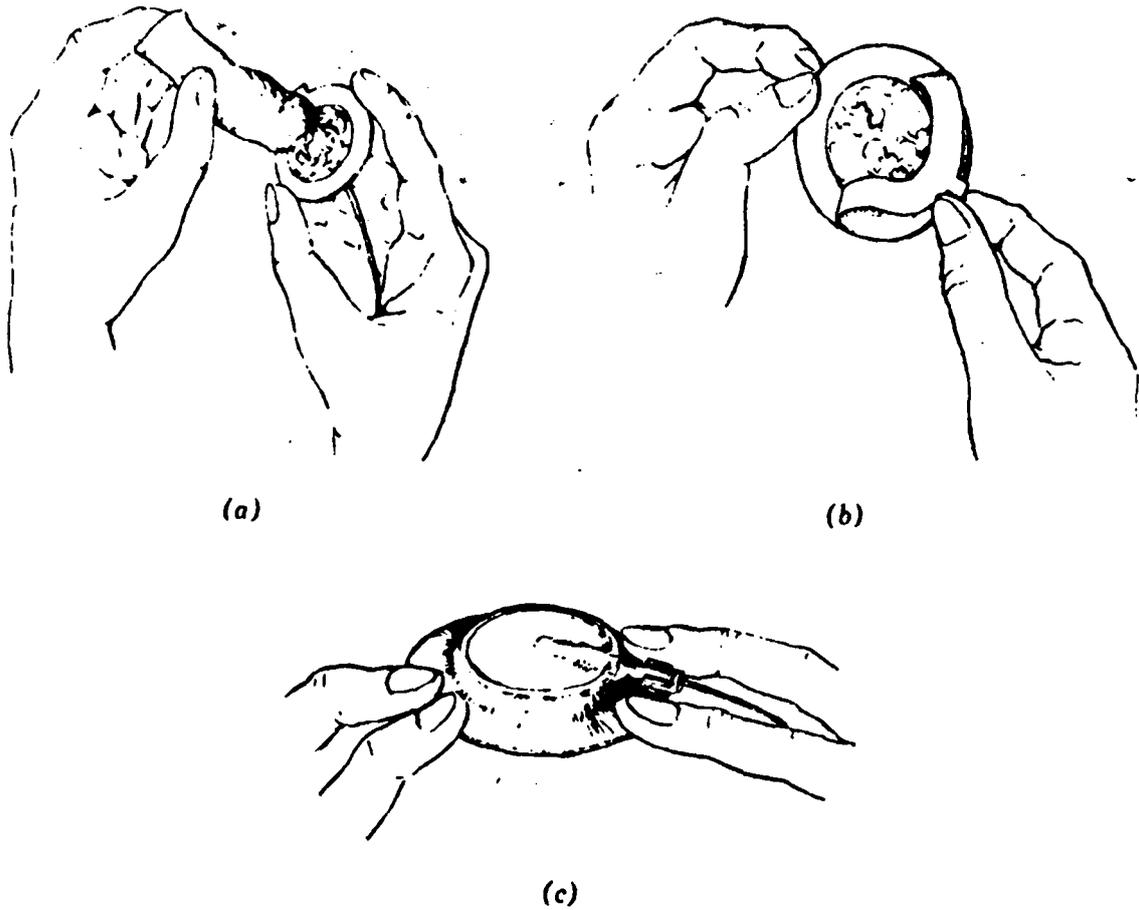


Fig. 2 Méthode de fixation des électrodes de surface.

a) : Après fixation du collier adhésif sur l'électrode, on emplit cette dernière de pâte conductrice.

b) : On enlève la partie protectrice du collier.

c) : On applique l'électrode.

(D'après GEDDES, 1972).

Dans de telles préparations, il est à noter que l'impédance inter-électrodes est généralement élevée immédiatement après l'application, puis décroît en fonction du temps, de manière exponentielle (ALMASI et SCHMITT, 1970). Dans l'ensemble des séries expérimentales réalisées, elles ont donc été appliquées avant l'implantation des électrodes intramusculaires, de façon à ménager un temps suffisant entre l'application des électrodes et leur utilisation. De cette manière, la résistance inter-électrodes mesurée, variait de façon négligeable du début à la fin de l'enregistrement. On pouvait donc supposer que si les électrodes utilisées introduisaient de légères distorsions du signal, celles-ci demeuraient constantes pendant la durée d'une expérimentation.

2 - Electrodes intramusculaires

Leur réalisation devait répondre aux impératifs suivants:

- Elles ne devaient pas donner d'artefacts au cours du mouvement.
- Elles ne devaient pas se déplacer dans le muscle.
- Une fois implantées, elles ne devaient pas être à l'origine de sensations douloureuses.
- Elles devaient être assez fines pour permettre la détection de potentiels d'U. M.
- Elles devaient être assez résistantes pour ne pas casser dans le muscle.
- Elles ne devaient être ni irritantes, ni toxiques.

2 - 1 - Description

Ce sont des semi-microélectrodes constituées par des fils de platine iridié à 30 p. cent. Ce métal a été choisi pour sa bonne conductibilité ($\rho \approx 9 \mu / \text{cm}$, 0 °C), son degré de rigidité, son faible pouvoir de polarisation après chloruration.

Les fils ont un diamètre de 150 μ lorsqu'ils sont utilisés en dérivation monopolaire, et un diamètre de 100 μ lorsque la dérivation employée est bipolaire. Ils sont affinés par électrolyse ménagée dans du cyanure de

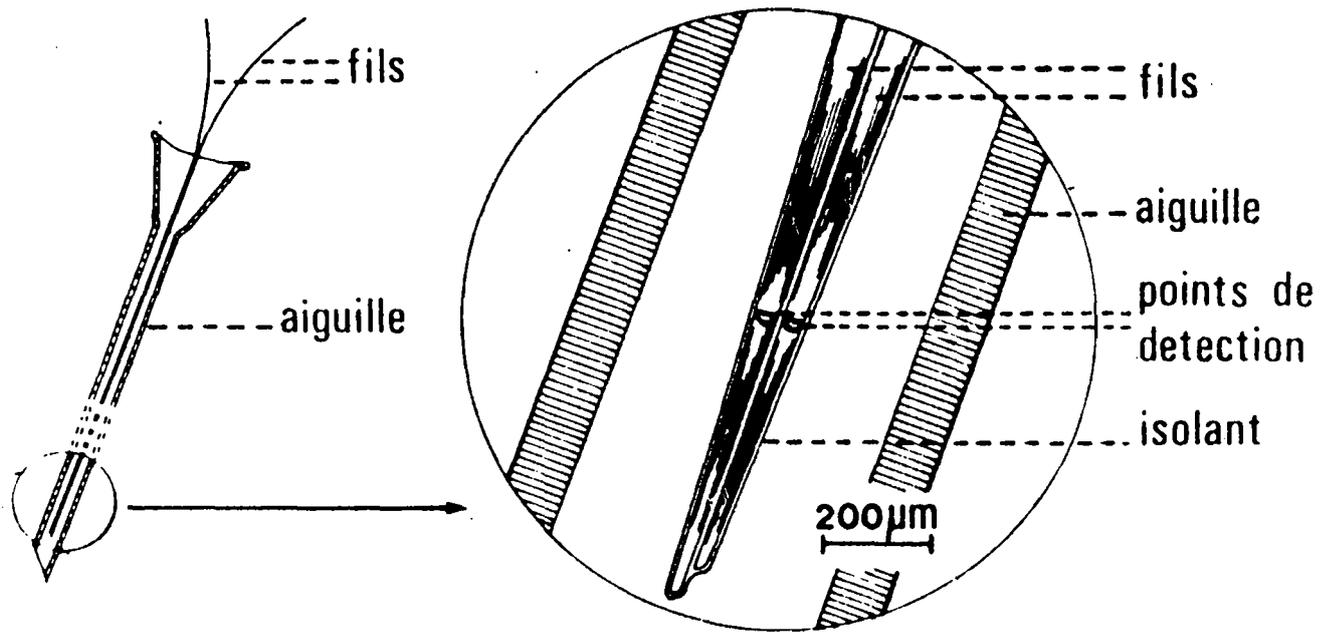


Fig. 3 Mode d'implantation et détail de l'extrémité d'une électrode bifilaire.

sodium, jusqu'à un diamètre de pointe de 20 à 30 μ .

Chaque fil est isolé au moyen d'Araldite. Cette dernière constitue un isolant non irritant, non mouillable, et assez souple pour ne pas s'écailler lors des déformations de l'électrode.

Quatre types d'électrodes, que l'on peut classer en deux groupes selon la localisation de leur(s) pôle (s) de détection, ont été expérimentés:

- Le groupe I est caractérisé par une aire de détection située à la pointe de l'électrode. Elle est obtenue par section de l'extrémité affinée du ou des fil (s). Le type 1 est une électrode constituée par un seul fil. Le type 2 est constitué par deux fils affinés, isolés, puis collés ensemble à l'aide d'araldite. La pointe de ces électrodes est ou n'est pas recourbée en crochet.

Ces électrodes ne peuvent être utilisées lors de contractions effectuées à vitesse rapide. On assiste en effet à une migration des électrodes à l'intérieur du muscle, ainsi que l'ont décrit JONSSON et BAGDE (1968), JONSSON et REICHMANN (1969), JONSSON et KOMI (1973). Les déplacements de la pointe de l'électrode se traduisent alors par des artefacts.

- Le groupe II est caractérisé par une aire de détection latérale. Elle est obtenue par encoche de l'isolant à une distance de 0,5 à 1 mm environ de l'extrémité du ou des fil(s), dans la zone affinée. Le type 1 est une électrode constituée d'un seul fil. Le type 2 est une électrode bifilaire (fig. 3). Dans ce dernier type, la distance entre les pôles de détection est alors au moins égale à l'épaisseur de la couche d'araldite comprise entre les deux fils, soit 10 à 20 μ . La pointe de ces électrodes n'est pas recourbée en crochet.

Ces électrodes ne présentent plus les inconvénients de celles du groupe I. Ce sont donc elles qui ont été retenues. Les électrodes de type mono-filaire, moins sélective que les bifilaires, n'ont toutefois été utilisées que dans la première partie de cette thèse.

Ces électrodes sont implantées à l'aide d'une aiguille hypodermique qui est ensuite retirée, selon la technique décrite par INMANN et coll. (1952).

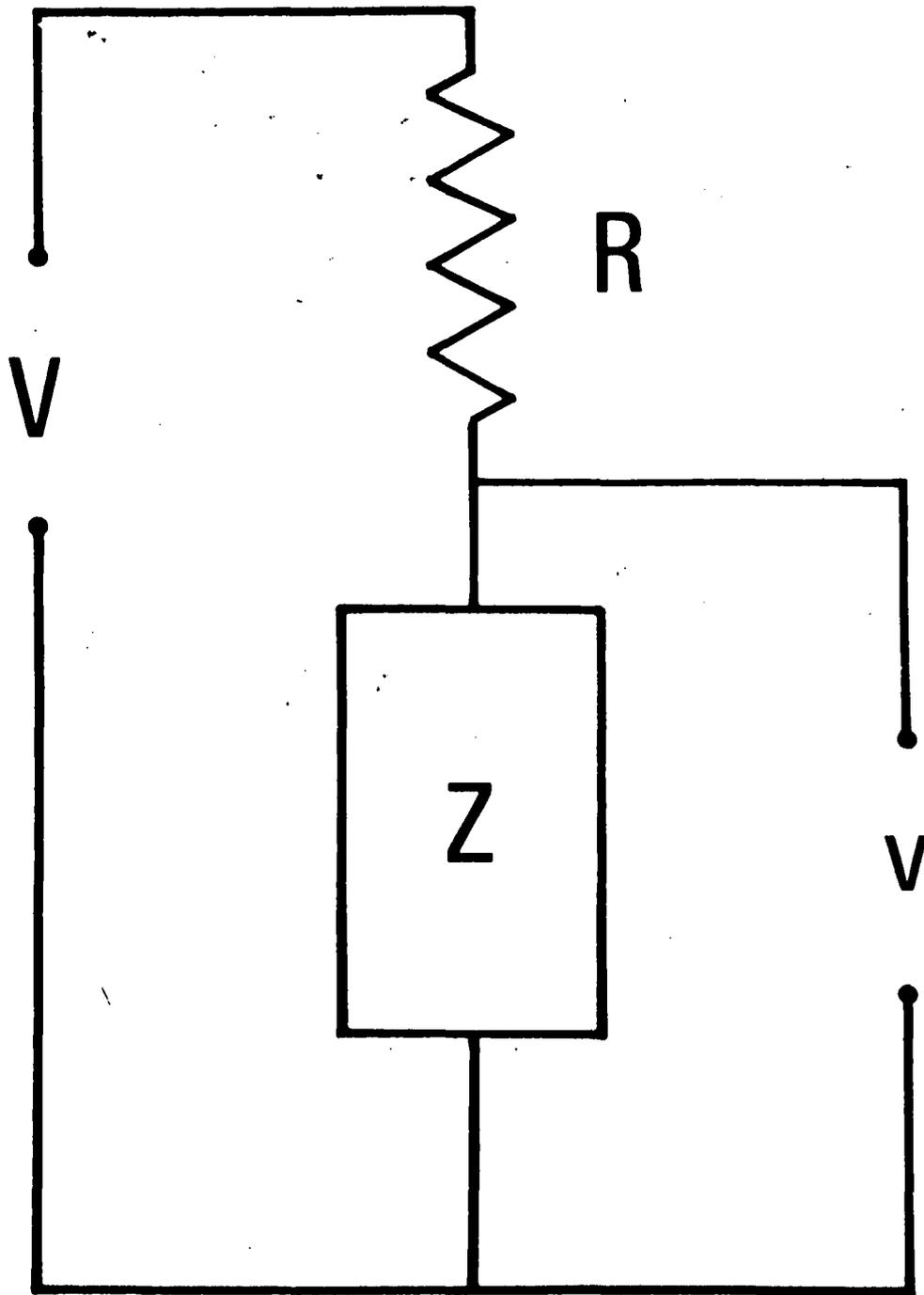


Fig. 4 Schéma du principe de mesure d'une impédance Z .

V : Générateur de tension sinusoïdale.

R : Résistance ohmique ($R \gg Z$).

v : Tension complexe, proportionnelle en module et en phase à l'impédance Z .

Electrodes et aiguilles étaient placées avant implantation dans une boîte de Petri contenant des pastilles de Formaline, afin d'éviter tout risque d'infection.

Une anesthésie préalable de la peau était réalisée juste avant l'implantation, par vaporisation de chlorure d'éthyle.

Chaque fil était connecté à l'entrée d'un amplificateur selon la méthode décrite par BASMAJIAN et coll. (1966). Celle-ci consiste, rappelons-le, à coincer l'extrémité du fil entre deux spires d'un ressort flexible soudé à un câble de liaison.

2 - 2 - Propriétés électriques - Influence sur le signal.

L'utilisation d'électrodes - fils de platine nécessitait a priori de pouvoir apprécier les déformations, non seulement de l'amplitude, mais aussi de la forme des potentiels, introduites par l'enregistrement. Il était donc tout particulièrement nécessaire de connaître l'impédance de ces électrodes. La méthode du cercle pointé permet, de façon simple et assez précise, de mesurer ces impédances à différentes fréquences, de tracer le lieu d'impédance, et d'en déduire un schéma électrique équivalent aux électrodes.

2 - 2 - 1 - Méthode de mesure des impédances

La technique de cercle pointé utilisée a été décrite en détail par GOUGEROT (1951). Elle permet de faire figurer directement sur l'écran d'un oscilloscope cathodique représentant le plan complexe, l'ensemble des points figuratifs du lieu d'impédance.

Le principe consiste à appliquer une tension sinusoïdale de valeur V et de fréquence variable $N = \omega/2$ aux bornes de l'impédance Z , en série avec une résistance d'imposition R très grande par rapport à Z et de mesurer la tension v aux bornes de l'impédance Z (fig. 4). La tension complexe v est proportionnelle en module et en phase à l'impédance Z . Cette tension est appliquée d'une part sur les plaques de déviation horizontale d'un oscilloscope, d'autre part, après déphasage de $\frac{\pi}{2}$, sur les plaques verticales. Le spot décrit alors un cercle de Lissajous. Sur le Wehnelt (modulation de luminosité), préalablement négativé jusqu'à l'extinction quasi-complète

du spot, est envoyée une très brève impulsion positive aux instants $T = 2n \frac{\pi}{\omega}$. Le spot s'allume à ces instants seulement et ses coordonnées sont, dans ces conditions, proportionnelles à celles de l'affixe de l'impédance de l'électrode pour la fréquence utilisée. On peut ainsi construire point par point le lieu d'impédance en fonction de la fréquence.

Les mesures sont pratiquées dans des conditions voisines de celles des enregistrements intra-musculaires: la pointe de l'électrode est plongée dans une solution de ClNa à 9°/∞ et le courant de mesure est de l'ordre du micro-ampère. La gamme des fréquences étudiées est comprise entre 0,5 et 5 000 Hz.

Les résultats ci-dessous portent sur 20 électrodes.

2 - 2 - 2 - Résultats

I. Pour toutes les électrodes étudiées, le lieu d'impédance expérimental est un arc de cercle, centré au-dessous de l'axe des abscisses (fig. 5).

L'inversion de ce lieu d'impédance, le pôle d'inversion étant l'abscisse de r (extrapolation à la fréquence infinie du lieu expérimental), est une droite de pente $\alpha = 75^\circ$ (entre 74° et 78° selon les électrodes).

Un tel lieu d'impédance correspond au schéma de Philippon Cole (fig. 5 encart) dans lequel γ est une capacité de polarisation, shuntée par une résistance ohmique ρ et en série avec une résistance r représentant la résistance série de l'électrolyte. ρ est variable avec la fréquence et son impédance complexe $\bar{\gamma}$ peut être représentée selon FRICKE (1932) par :

$$\bar{\gamma} = \frac{1}{\gamma \cdot (j\omega)^m} \quad \begin{array}{l} \text{où } \gamma \text{ est une constante} \\ m \text{ un nombre inférieur à } 1 \\ \omega \text{ la pulsation} \\ j = \sqrt{-1} \text{ le symbole imaginaire} \end{array}$$

En admettant ce circuit équivalent, on peut calculer les valeurs de r , ρ , γ et m . En effet:

- Les intersections de l'arc de cercle représentant le lieu d'impédance avec l'axe des abscisses ont pour valeurs respectives r et $\rho + r$.

- d'autre part, si ρ et m sont supposés indépendants de la fréquence

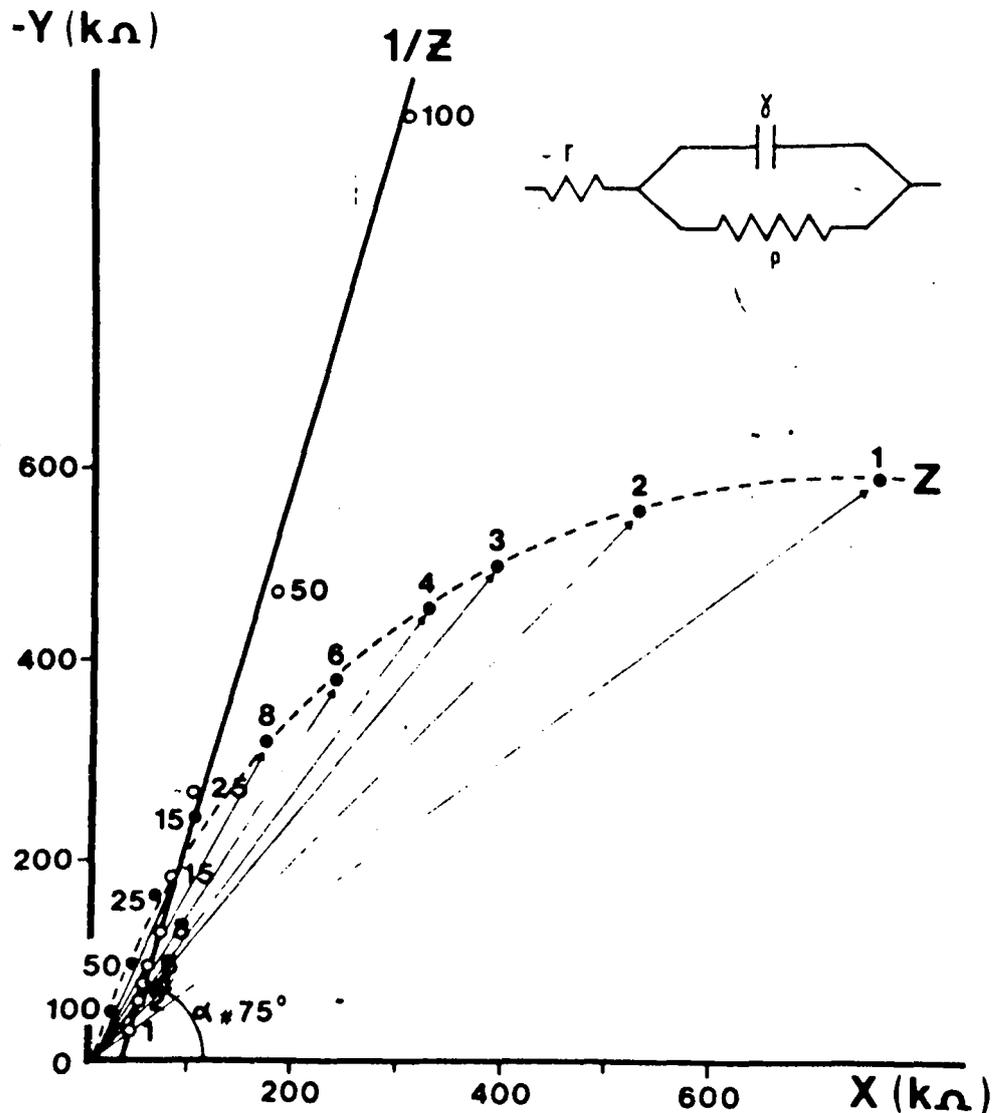


Fig. 5. Lieu d'impédance (Z) de l'ensemble électrode-électrolyte et lieu d'admittance ($1/Z$) d'une électrode.

Les points noirs représentent différentes valeurs de l'impédance correspondantes aux fréquences de mesure dont la valeur est notée au-dessus de chacun d'eux.

Les cercles blancs représentent différentes valeurs de l'admittance correspondantes à des fréquences de mesure dont la valeur est notée à côté de chacun d'eux.

Y : réactance en $K\Omega$.

X : résistance en $K\Omega$.

En encart, en haut à droite de la figure, est représenté le modèle électrique équivalent à l'électrode (voir texte).

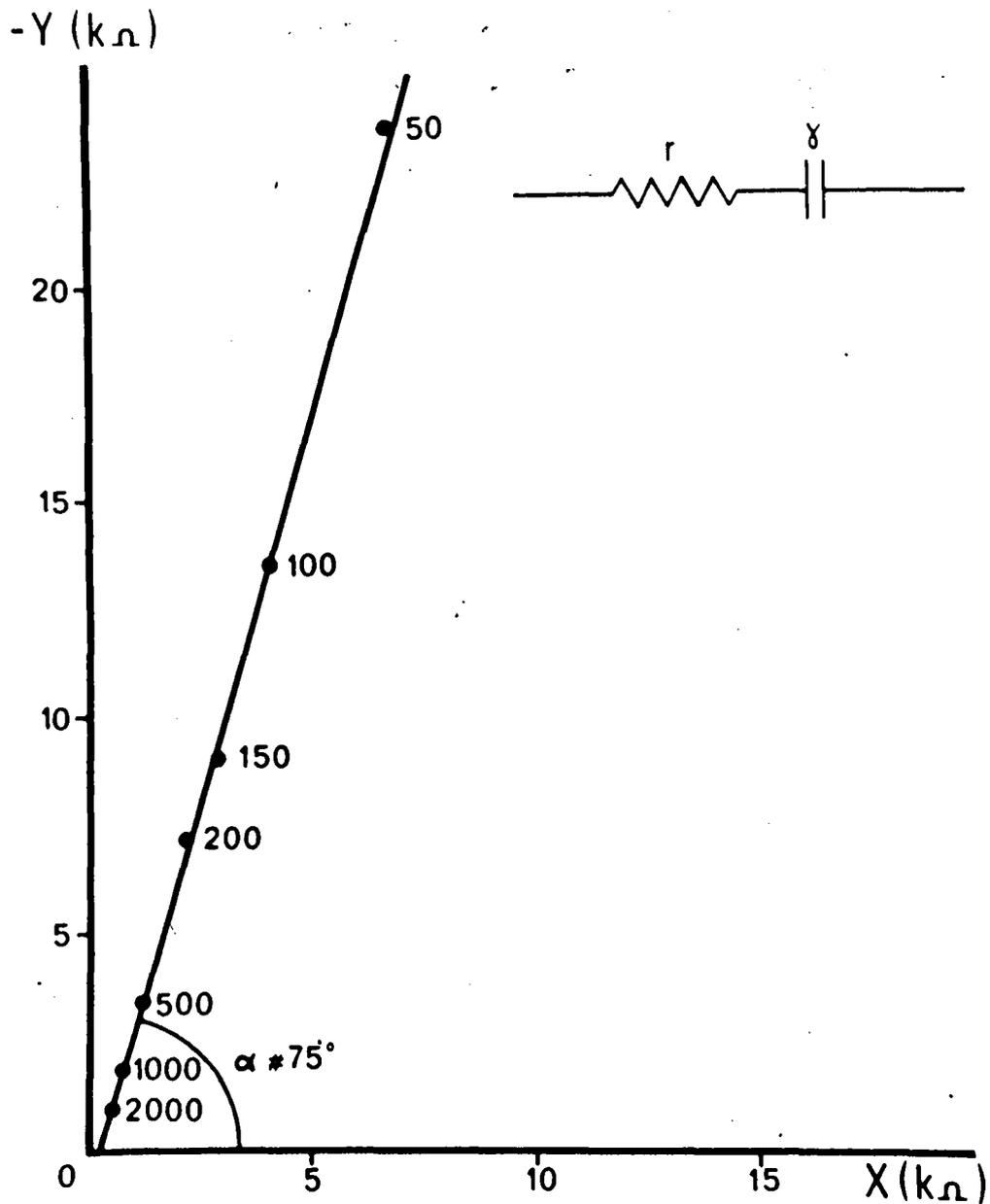


Fig. 6 Lieu d'impédance d'une électrode pour des fréquences de mesure comprises entre 25 Hz et 5000 Hz.

Les points noirs représentent les valeurs de l'impédance correspondantes à différentes valeurs de la fréquence de mesure notées à droite de chacun d'eux.

Y : réactance en $K\Omega$.

X : résistance en $K\Omega$.

En encart, en haut à droite de la figure, est représenté le modèle électrique équivalent à l'électrode (voir texte).

comme dans le modèle de FRICKE (en réalité m varie légèrement avec la fréquence: voir SCHWAN, 1963), le lieu d'admittance de l'électrode elle-même $\frac{1}{Z} = \frac{1}{Z - r}$ est une droite dont l'abscisse à l'origine est égale à $\frac{1}{\rho}$ et qui fait un angle $\alpha = m \cdot \frac{\pi}{2}$ avec l'axe des abscisses.

L'angle α mesuré étant voisin de 75° , on obtient $m = 5/6$.

Les valeurs obtenues ainsi pour les 20 électrodes sont:

pour r : égales ou inférieures à 10.000Ω

pour ρ : de 0,2 à quelques Megohms

pour γ : comprises entre 10^{-7} et $5 \cdot 10^{-8}$ Farads. (secondes)^{m-1}

Cette variabilité correspond à la variabilité de la surface latérale de détection des électrodes.

II - Toutefois, pour des fréquences comprises entre 25 Hz et 5000 Hz, l'arc de cercle du lieu d'impédance peut être confondu avec sa tangente au point d'intersection avec l'axe des abscisses. Le lieu d'impédance expérimental est alors une droite inclinée (en moyenne) de 75° sur l'axe des abscisses. Le modèle équivalent se réduit à la résistance r , en série avec la capacité γ (fig. 6).

Dans la mesure où l'influence des câbles de liaison entre les électrodes-fils et les entrées des amplificateurs peut être négligée (fils courts et non blindés) l'ensemble électrode-entrée de l'amplificateur peut être représenté selon la figure 7. L'examen de cette figure montre que ce système est équivalent à un filtre "passe-haut" dont on peut calculer les caractéristiques. En effet, la tension V_u à l'entrée de l'amplificateur est telle que:

$$\frac{V_u}{E} = \frac{R_u}{R_u + Z} = \frac{R_u}{r + R_u + Z}$$

où V_u est la tension d'utilisation
 R_u la résistance "d'utilisation" (résistance d'entrée de l'amplificateur)
 et Z l'impédance de l'électrode (y compris la résistance série du générateur:
 $Z = r + Z$)

Si l'on néglige la résistance série r devant R_u (environ $10 \text{ K}\Omega$ devant 1 à $100 \text{ M}\Omega$), on peut écrire:

$$\frac{V_u}{E} = \frac{R_u}{R_u + Z} \quad \text{avec } Z = \rho + \frac{1}{\gamma \cdot (j\omega)^m}$$

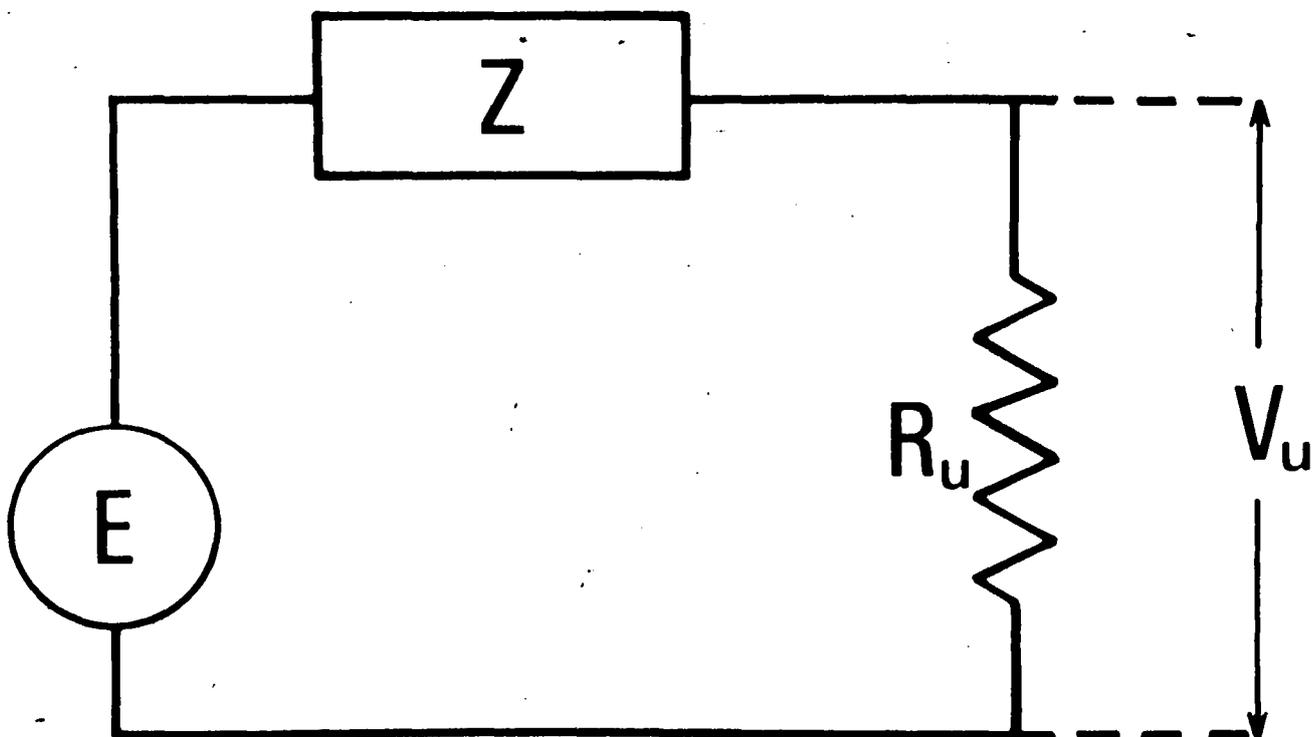


Fig. 7 Schéma équivalent d'une chaîne de mesure.

E : Générateur de potentiel bioélectrique.
 Z : Impédance de l'électrode-fil.
 R_u : Impédance d'entrée de l'amplificateur.
 V_u^u : Différence de potentiels mesurée.

On en tire:

$$\frac{V}{E} = \frac{R}{R + \rho} \left[1 + \frac{\rho}{R} \cdot \frac{\frac{R\rho}{R + \rho} \cdot \gamma(j\omega)^m}{R + \frac{R\rho}{R + \rho} \cdot \gamma(j\omega)^m} \right] \quad (1)$$

La constante de temps du système devient alors:

$$\tau = \left[\frac{R\rho}{R + \rho} \cdot \gamma \right]^{1/m}$$

τ dépend, pour une électrode donnée, de la résistance d'entrée de l'amplificateur, On trouve ainsi pour les électrodes étudiées:

$$\text{si } R_u = 1 \text{ M}\Omega : 6 \text{ ms} \leq \tau \leq 12 \text{ ms}$$

$$\text{si } R_u = 100 \text{ M}\Omega : 9 \text{ ms} \leq \tau \leq 97 \text{ ms}$$

A ces valeurs de τ correspondent des valeurs de la fréquence de coupure à 3 dB ($f = \frac{1}{2\pi\tau}$) respectivement de $26 \text{ Hz} \leq f (1 \text{ M}\Omega) \leq 13 \text{ Hz}$
et $18 \text{ Hz} \leq f (100 \text{ M}\Omega) \leq 2 \text{ Hz}$

2 - 2 - 3 : Discussion

Ces électrodes se comportent donc comme la plupart des semi-microélectrodes métalliques (WEINMANN et MAHLER, 1964 - GEDDES et coll. 1967 - SCHWAN, 1968), mais il paraît intéressant de souligner que suivant la surface de détection et la façon dont elles sont utilisées, elles permettent une détection plus ou moins sélective des signaux bioélectriques:

- Pour détecter préférentiellement des signaux "rapides" (potentiels d'U. M. ou de fibres musculaires par exemple), il faut à la fois utiliser des électrodes très sélectives (puisque plus la surface de détection est faible, plus la valeur de ρ est grande et celle de γ petite), associées à des impédances d'entrée du pré-amplificateur assez petites. La valeur de l'impédance de l'électrode restera petite devant celle de l'amplificateur pour ces fréquences rapides et la constante de temps de l'ensemble faible. On détectera ainsi des signaux non déformés, la fréquence de coupure assez élevée éliminant en outre les phénomènes lents. On peut d'ailleurs calculer (voir annexe) que dans ces conditions, la déformation d'un échelon rectangulaire de courant de durée 1 ms ne dépasse pas quelques pour cent.

- A l'inverse, pour détecter préférentiellement des signaux "lents" (activités musculaires globales), il faut utiliser des électrodes présentant une surface de détection importante. La valeur de ρ sera alors petite, mais

il faudra conserver des préamplificateurs de résistance d'entrée relativement élevée. En effet, les résultats rapportés ci-dessus montrent que l'impédance des électrodes augmente considérablement pour les basses fréquences et des fréquences de l'ordre de 4 Hz demeurent significatives au niveau de l'EMG global (CHAFFIN, 1969 a, b).

III - AMPLIFICATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE

L'amplification des signaux myoélectriques est assurée par des amplificateurs différentiels.

Le premier étage d'amplification (préamplificateur) présente un gain de 10 et est situé près de la préparation de façon à ce que les signaux soient transmis sous faible impédance par les câbles de liaison allant au rack d'enregistrement.

Le gain de l'ensemble de la chaîne d'amplification peut être réglé de 100 à 10000, par l'intermédiaire d'un contacteur à plots. Pour la valeur maximum du gain, le bruit de fond est inférieur à 10 μ V.

La bande passante est comprise entre 20 et 10000 Hz.

Une constante de temps de 0,1 seconde est utilisée pour l'amplification des signaux de type global. Ceux de type élémentaire (potentiels d'U. M. ou de fibres) sont amplifiés en utilisant une constante de temps de 0,01 seconde.

L'impédance d'entrée des préamplificateurs est de 1 M Ω en parallèle avec 50 pF pour la première partie de cette thèse, de 10 M Ω ensuite. Ces valeurs ont été déterminées afin d'utiliser au maximum les caractéristiques des électrodes utilisées.

B - TECHNIQUES ERGOMETRIQUES

Une étude quantifiée du mouvement implique que les variables mécaniques caractéristiques de celui-ci soient mesurées dans des conditions identiques d'un examen à un autre. A cet effet, et afin que les mouvements effectués ne soient pas influencés par l'action de la pesanteur, un dispositif mécanique, inspiré de celui mis au point par CNOCKAERT (1968), a été utilisé.

I - DISPOSITIF DE REPRODUCTION DU MOUVEMENT

1 - Dispositif principal (fig. 8)

Le bâti est constitué par une plate-forme de latté, reposant sur un cadre en IPN. Les sujets sont assis sur un siège fixé sur la plate-forme. Afin d'obtenir une bonne stabilisation de l'ensemble du tronc, ce siège est muni d'un dispositif réglable de fixation des épaules, et d'un repose-pieds, également réglable.

Le dispositif de reproduction du mouvement comprend essentiellement deux parties: un axe vertical et un bras mobile dans un plan horizontal autour de cet axe.

L'axe vertical est monté sur un tube d'acier télescopique, soudé sur une embase métallique réglable latéralement et frontalement par rapport au siège. La hauteur de cet axe est réglée de façon à ce que le bras du sujet soit dans un plan horizontal et la position est ensuite verrouillée par une poignée "Jaccard".

Le bras mécanique comporte un tube en acier qui pivote autour de l'axe vertical, monté sur un roulement à billes. Une gouttière métallique de forme conique est fixée sur ce bras. L'avant-bras du sujet, maintenu dans une attelle en matière plastique est fixé dans cette gouttière à

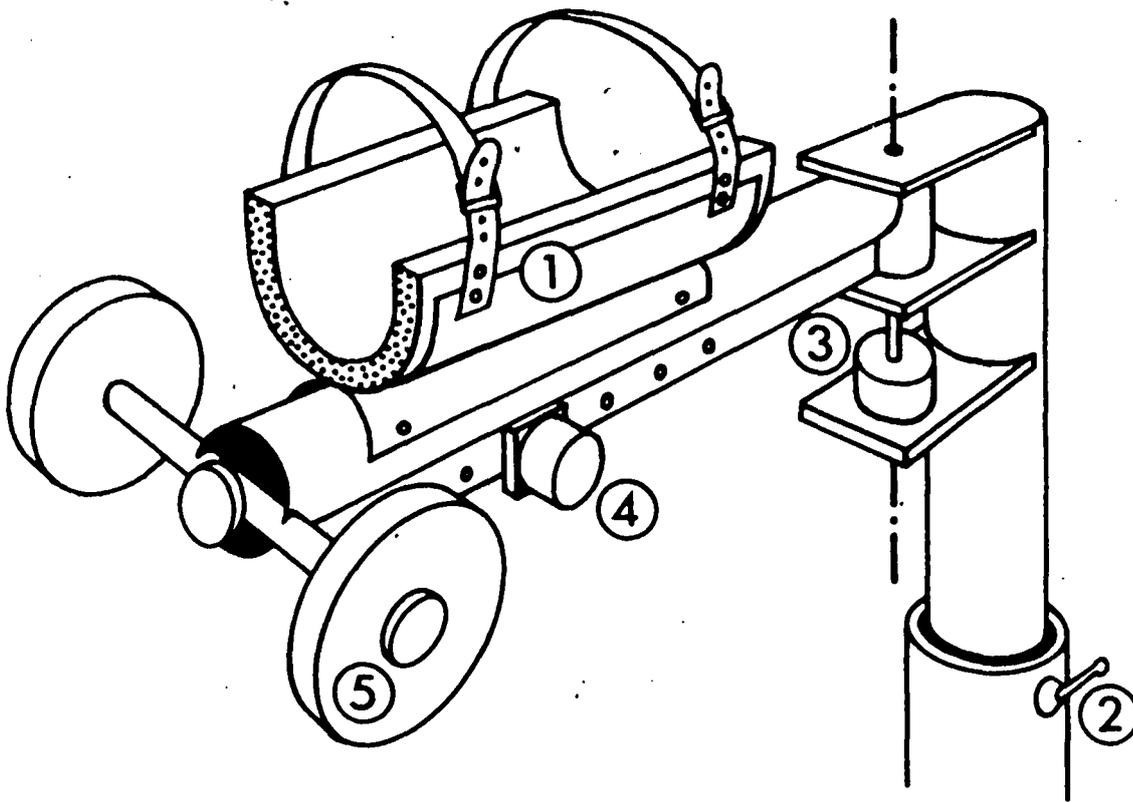


Fig. 8 Dispositif principal de reproduction du mouvement.

- 1- Gouttière avec lanières de fixation.
- 2- Réglage en hauteur de la partie mobile.
- 3- Potentiomètre.
- 4- Accéléromètre tangentiel.
- 5- Haltères.

l'aide de lanières.

L'attelle, moulée à la forme de l'avant-bras, englobe également la main dont seuls les doigts sont laissés libres. Cette attelle a pour but: a - de permettre un couplage très strict entre le dispositif mécanique et l'avant-bras, quelle que soit la conformation de ce dernier, b - d'empêcher tout le mouvement du poignet, c - d'obtenir une coïncidence aussi exacte que possible entre l'axe de rotation du coude et l'axe du bras mécanique.

L'inertie du système est de $0,02 \text{ Kg. m}^2$. Elle peut être modifiée par la fixation d'haltères de 1 à 9 kg, à l'extrémité de la partie mobile.

L'axe de rotation étant monté sur roulements à billes, les frottements semblent négligeables.

2 - Détermination de l'inertie

Le moment d'inertie du dispositif mécanique est mesuré sans et avec chacun des haltères qui peuvent être ajoutés à l'extrémité de la partie mobile. Il est calculé de la manière suivante:

Le dispositif est entraîné au moyen d'un poids, par l'intermédiaire d'une poulie de rappel. A partir de la mesure du maximum d'accélération, on déduit la valeur du moment d'inertie I, par la formule

$I = \frac{M \cdot g \cdot d}{\theta''}$ M est la masse accélérée, d, le rayon de rotation, θ'' l'accélération angulaire de M et g l'accélération de la pesanteur.

3 - Dispositifs annexes

Suivant le type de contraction étudié, différents dispositifs annexes ont été utilisés. Leur description sera faite avec l'exposé de chaque protocole.

II - DETECTION DES VARIABLES MECANIQUES

L'ensemble des variables mécaniques du mouvement est détecté au niveau du dispositif de reproduction de ce mouvement. Il convient donc tout particulièrement que l'avant-bras soit fermement assujéti au dispositif et que l'axe du coude coïncide avec l'axe de rotation de ce dernier.

Les variables mesurées diffèrent suivant le type de travail considéré:

- Dans le cas du travail statique, il s'agit de la position angulaire et de l'accélération tangentielle.
- Dans le cas du travail dynamique, il s'agit du déplacement angulaire, de la vitesse angulaire et de l'accélération tangentielle.

1 - Position et déplacement angulaires

Le déplacement et la position angulaires sont détectés au moyen d'un potentiomètre dont l'axe de rotation est couplé à celui du dispositif de reproduction du mouvement.

Il s'agit d'un potentiomètre linéaire (M. C. B. Véritable Alter, type H 33) dont la piste est en matière plastique résistante. Le couple de rotation est de $2 \cdot 10^3$ mN. L'erreur de linéarité ne dépasse pas 0,25 p. 100.

La résistance nominale est faible: 1000 Ohms. La valeur du bruit de fond: 1 p. 100, est assez petite pour permettre une différentiation ultérieure du signal.

La tension de mesure, recueillie entre le curseur et une des bornes de la piste est ensuite amplifiée et centrée sur une position de référence (zéro électrique du système), par une contre-tension appropriée. La position de référence choisie sera dans cette étude de 90° par rapport

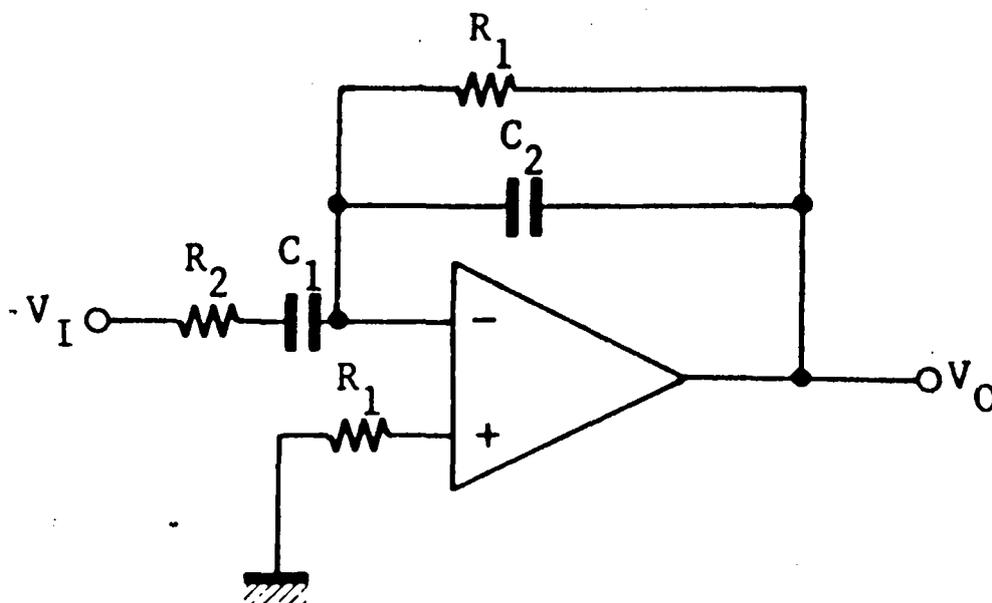
à l'extension complète de l'avant-bras.

Les valeurs angulaires ainsi mesurées seront désignées par le symbole θ . On réservera le symbole α à la désignation des angles calculés à partir de la position d'extension complète de l'avant-bras.

2 - Vitesse angulaire

La vitesse angulaire est obtenue par différentiation continue du signal de déplacement.

L'amplificateur différentiateur est réalisé à partir d'un amplificateur opérationnel, monté de la façon suivante:



$$\text{On a alors } V_o = R_1 C_1 \frac{dV_1}{dt}$$

où V_o est le signal de sortie du différentiateur, V_1 le signal d'entrée et $R_1 C_1 = \tau_d$ la constante de temps de différentiation. On a également $R_1 C_2 = R_2 C_1$ et $R_2 \ll R_1$.

Dans ce montage, R_2 et C_2 interviennent uniquement pour limiter la bande passante de l'amplificateur, ce qui permet de réduire le bruit de fond. Les résistances R_1 et R_2 et les capacités C_1 et C_2 ont été choisies de façon à ce que la bande passante de l'amplificateur soit li-

mitée à 40 Hz et que la constante de temps de différentiation soit de 15 ms.

Les valeurs de la vitesse ainsi obtenues sont figurées par le symbole θ' .

3 - Accélération tangentielle

L'accélération tangentielle est détectée à l'aide d'un accéléromètre à variation de mutuelle inductance (Schlumberger, A. C. B. j 22).

Le détecteur de ces accéléromètres comporte une masse inerte liée élastiquement au boîtier et convenablement amortie. Le principe de mesure est le suivant (fig. 9) : Les déplacements relatifs de la masse, proportionnels aux accélérations supportées par le boîtier, sont traduits en variation de courant électrique par un transmetteur type " transformateur différentiel". Le primaire de ce transformateur est alimenté en courant alternatif 1000 Hz. Les tensions alternatives induites dans les secondaires sont redressées dans un démodulateur. A la sortie du démodulateur, la mesure se présente sous forme d'une tension continue proportionnelle à l'amplitude de l'accélération.

L'amortissement de l'appareil, réalisé par laminage d'air entre la masse mobile et les pièces fixes du circuit magnétique, est pratiquement indépendant de la température. L'influence des accélérations perpendiculaires à l'axe de mesure est également négligeable. Pour la gamme de mesure choisie: ± 1 g, la bande passante est comprise entre 0 et 100 Hz et l'écart de linéarité est de 1 p. 100.

L'accéléromètre est fixé à une distance constante, 16,5 cm de l'axe de rotation du système mécanique et orienté de façon à ce que l'axe de mesure soit perpendiculaire au rayon de rotation.

Les valeurs de l'accélération ainsi mesurées seront représentées par le symbole θ'' .

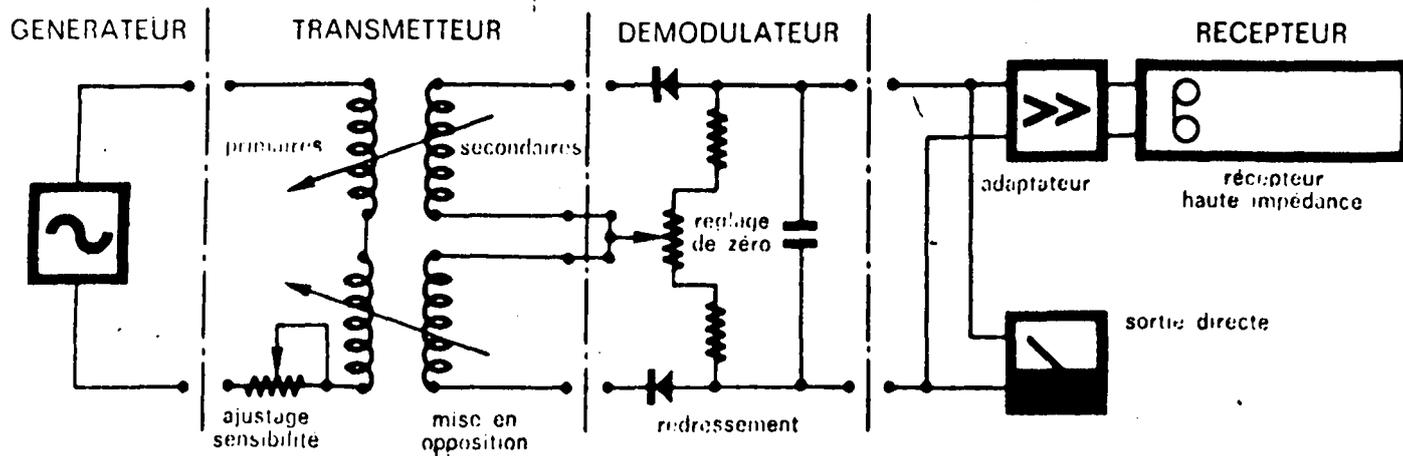


Fig. 9 Schéma synoptique du dispositif de mesure de l'accélération tangentielle.

4 - Couple

Par définition, le couple (C) correspond à la force F développée à une distance connue (d) de l'axe de rotation du coude. Il est exprimé par la relation: $C = F \cdot d$.

Dans cette relation, F est exprimé en Newtons,

d, en mètres

C, en Newtons, mètre.

La mesure de F est effectuée grâce à une jauge de contrainte. Il s'agit d'une jauge à fil résistant (AOIP, 8B 11). La résistance nominale est faible: $R = 122,5 \pm 0,1$ p. cent. Le coefficient de sensibilité moyen k est égal à $2,05 \pm 1$ p. cent.

Cette jauge constitue l'une des branches d'un pont de Wheatstone. Elle est collée sur une barre en alliage d'aluminium dont elle enregistre les déformations. L'une des extrémités de cette barre est fixe; l'autre peut être couplée par une tige d'acier à l'extrémité de la partie mobile du dispositif de reproduction du mouvement.

La distance d est donc fixe et égale à la longueur de la partie mobile du système (25,5 cm). De ce fait, dans de nombreux cas, seule la valeur de F a été considérée. Elle est alors exprimée en Kg.

C - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

L'ensemble des phénomènes détectés a été enregistré sur bande magnétique, puis retranscrit sur papier. Lorsque le nombre de données dépassait la capacité de l'enregistreur magnétique, certaines d'entre-elles étaient enregistrées directement sur papier photosensible.

I - ENREGISTREMENT MAGNETIQUE

L'enregistreur magnétique utilisé est un AMPEX - SP 300 à 7 pistes.

Les variables mécaniques sont enregistrées en modulation de fréquence.

Les électromyogrammes sont enregistrés en modulation d'amplitude, de façon à bénéficier d'une bande passante correcte.

Les données à comparer temporellement sont, dans la mesure du possible, enregistrées par la même tête de lecture.

L'une des pistes est réservée à l'enregistrement phonique des indications de l'expérimentateur et à un marquage qui sert, soit de déclenchement, soit de repérage sonore, lors du traitement des données.

Quatre vitesses d'enregistrement ou de lecture peuvent être utilisées. Les vitesses extrêmes sont dans un rapport de 1 à 8. D'une façon générale les enregistrements ont été effectués à 38 cm/s, ce qui correspond à la vitesse la plus élevée.

II - ENREGISTREMENTS GRAPHIQUES

1 - Enregistrement direct

L'enregistrement des données, en cours d'expérimentation,

est effectué sur papier photosensible, au moyen d'un enregistreur SCHLUMBERGER, ACB, AO 300.

Les galvanomètres utilisés pour l'enregistrement des variables mécaniques ont une fréquence nominale de 175 Hz.

Ceux utilisés pour l'enregistrement des électromyogrammes ou de l'intégration de ces électromyogrammes, ont une fréquence nominale de 450 Hz.

2 - Retranscription sur papier

Les données enregistrées sur bande magnétique sont retranscrites sur papier à l'aide d'un enregistreur à projection d'encre (SIEMENS, MINGOGRAF).

La bande passante de cet enregistreur est limitée à 700 Hz (3 dB). De façon à ne pas avoir trop de distorsions des signaux, on utilise alors une vitesse de lecture de la bande magnétique deux ou quatre fois moins grande que celle qui avait été utilisée pour l'enregistrement.

D - TECHNIQUES DE TRAITEMENT DES ELECTROMYOGRAMMES.

Selon le type d'électromyogramme (EMG) enregistré, deux sortes de traitements ont été réalisés. Les EMG de type global ont été quantifiés par intégration. Les EMG élémentaires ont été analysés afin de déterminer la fréquence de battement des unités motrices ou le débit de spikes. Nous décrirons donc successivement le dispositif d'intégration, celui de sélection en amplitude des U. M. et l'analyseur de signaux.

I - INTEGRATION DU SIGNAL

Les EMG de type global sont intégrés par un convertisseur analogique numérique EMO (fig. 10), mis au point par FEUER (1967). Ce dispositif comprend un atténuateur d'entrée constitué par un potentiomètre à plots, b) un étage de redressement linéaire bialternance du signal, avec un réglage de constante de temps. A la sortie de cet étage, on peut disposer de l' "enveloppe" de l'EMG. Celle-ci est alors réalisée par intégration du signal redressé, laquelle est effectuée au moyen d'un simple circuit R - C (non représenté sur la figure), c) Un circuit d'intégration suivi d'un circuit de décharge rapide à niveau fixe. A cet étage, un sélecteur à trois positions permet de déterminer la constante de temps d'intégration, d) un univibrateur qui transforme chaque décharge du condensateur en impulsions normalisées, e) un compteur décimal qui fournit les signaux destinés à l'enregistrement. Toutes les dix impulsions (ou pips), une impulsion d'amplitude plus grande est délivrée afin de permettre un comptage plus facile. Le nombre d'impulsions par seconde représente une quantité d'électricité et est proportionnel à la surface de l'EMG. La linéarité est de 3 p. 100 entre 10 mV et 2 V.

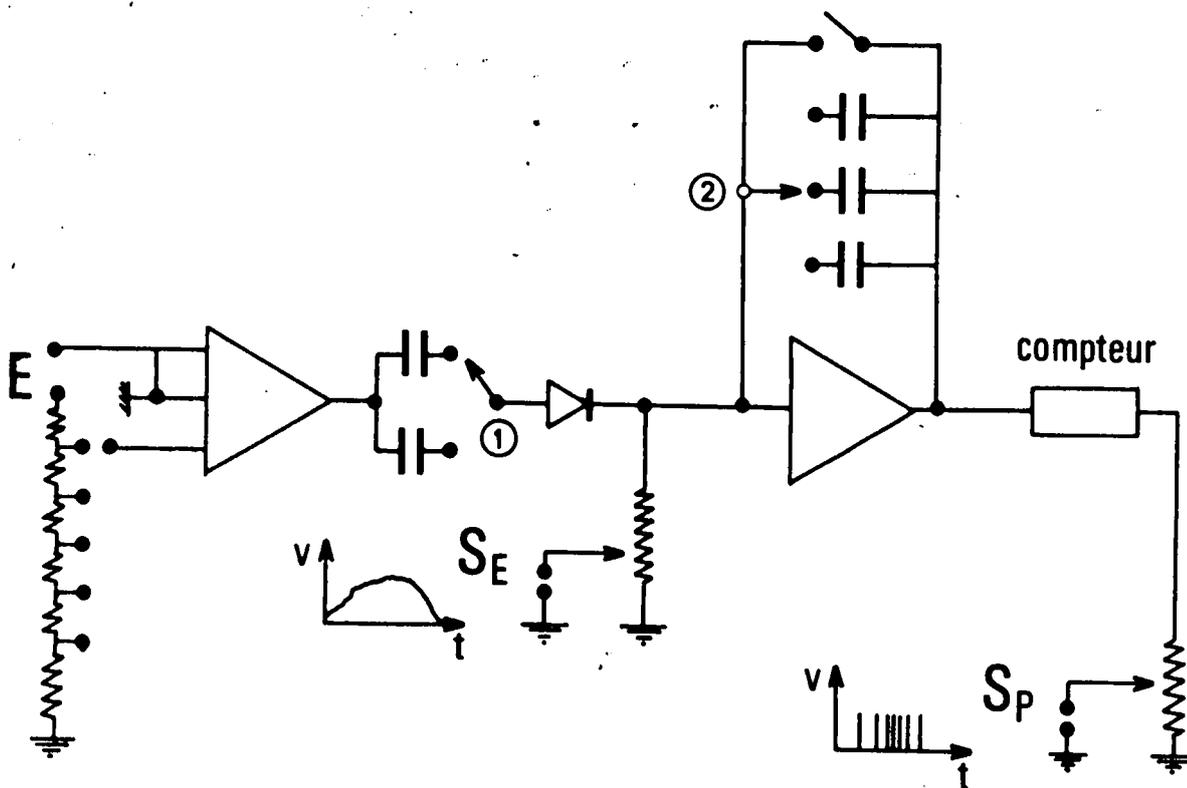


Fig 10 Schéma synoptique de l'intégrateur.

E : entrée avec atténuateur.

1 : redressement linéaire et choix de la constante de temps.

2 : circuit intégrateur et circuit de décharge à niveau fixe.

S_E : sortie "enveloppe".

S_P : sortie "pips".

II - SELECTION DES U. M.

Après repérage visuel, les U. M. sont sélectionnées en amplitude au moyen d'un circuit de double seuil. (fig. 11), mis au point par DECANTE et CHASTANET (non publié).

L'étage d'entrée comprend deux comparateurs de niveaux (seuils) réglés, l'un au potentiel V_T (seuil bas), l'autre au potentiel $V_T + \Delta V_T$ (seuil haut). Chacun d'eux est ajustable dans la gamme 0 - 5 V. Le franchissement de chaque seuil déclenche un monostable qui ouvre ou ferme une porte ET. Chaque monostable n'est déclenché que sur la partie descendante d'un spike. Lorsque l'amplitude du spike est comprise entre V_T et $V_T + \Delta V_T$, le monostable du seuil bas bascule, une impulsion est délivrée à la sortie seuil bas et les niveaux logiques d'entrée de la porte ET sont à 1, si bien qu'une impulsion est délivrée également à la sortie fenêtre. Lorsque l'amplitude du spike est égale ou supérieure à $V_T + \Delta V_T$, le monostable du seuil haut bascule, une impulsion est disponible à la sortie seuil haut et le niveau logique de l'entrée correspondante de la porte ET passe à 0, si bien que celle-ci est fermée et qu'aucune impulsion n'est délivrée à la sortie fenêtre. Le passage par le seuil bas ne donnera alors qu'une impulsion en sortie " seuil bas". Chaque niveau : V_T , $V_T + \Delta V_T$, de même que le signal d'entrée et le signal de sortie fenêtre, sont visualisés sur l'écran d'un oscillographe cathodique.

III - ANALYSE DE L'ACTIVITE DES U. M.

L'activité des U. M. a été analysée, après passage dans le circuit de double seuil, par un analyseur de signaux de type INTERTECHNIQUE. L'ensemble de traitement comprend une unité centrale d'échantillonnage HC 26, associée à un bloc mémoire BM 25. L'unité spécialisée d'acquisition HC 26 assure la mise en forme, l'échantillonnage et le codage sous

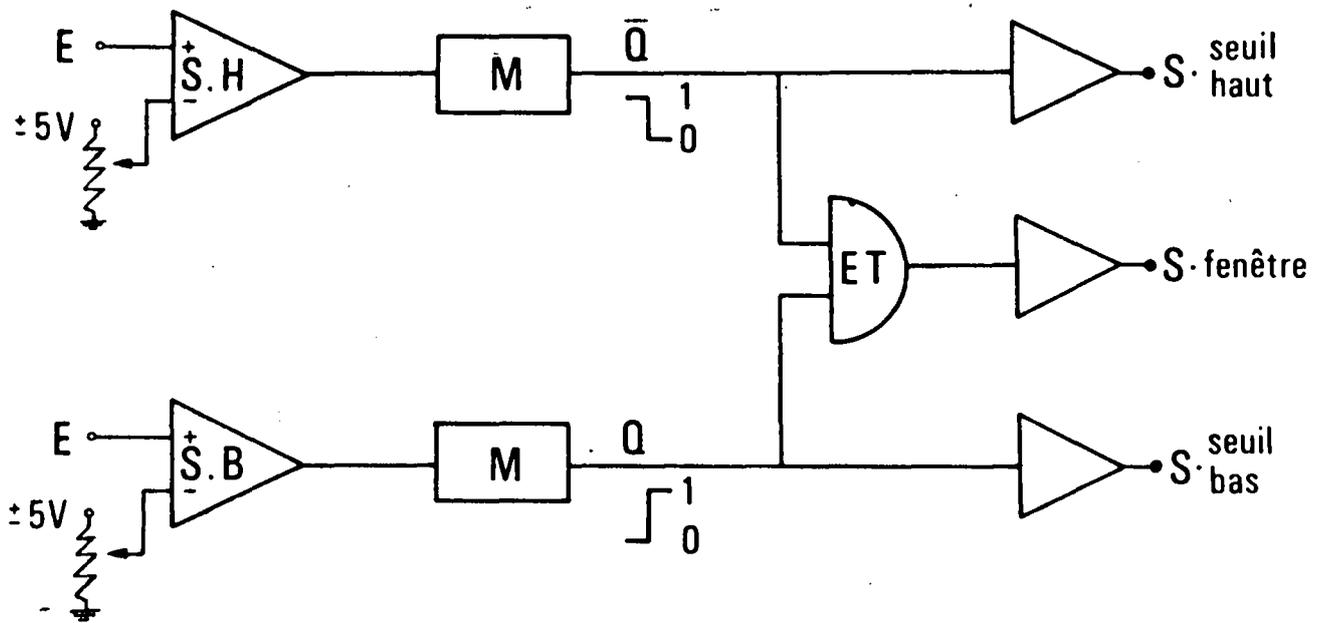


Fig. 11 Schéma synoptique du circuit double seuil.

E : entrée .
 S.H. :Seuil haut.
 S. B. : Seuil bas.
 M : monostable.
 ET : porte ET
 S : sorties

forme numérique de l'information analogique entrante. Les modes opératoires sont définis par des fichiers-programmes. Le bloc d'exploitation numérique B M 25 constitue l'unité mémoire. Elle comporte essentiellement une mémoire à tores de ferrite de 1024 adresses. Un oscilloscope de contrôle visualise en cours de mesure le contenu de la mémoire.

L'analyse des intervalles de temps séparant deux spikes successives d'une même U. M. est réalisée, soit suivant le mode séquentiel (fichier 56 B), soit suivant le mode statistique (fichier 57 B). Le principe d'analyse est commun aux deux programmes (fig. 12). Chaque impulsion franchissant le seuil de discrimination sert à la fois de départ pour la mesure de l'intervalle avec l'impulsion suivante, et d'arrêt pour l'intervalle précédent. Dans le mode séquentiel, le résultat de la mesure de chaque intervalle est stocké séquentiellement dans les canaux successifs de la mémoire. Le passage d'un canal au suivant s'effectue à chaque fois qu'une impulsion a franchi le seuil de discrimination. Dans le mode statistique, le résultat de la mesure de chaque intervalle sélectionne un canal de la mémoire, dont le rang est proportionnel à la durée de l'intervalle et une unité est comptée dans le canal sélectionné.

L'analyse du débit de spikes est effectuée suivant le mode séquentiel, au moyen du fichier d'analyse de taux de comptage 58 B (fig. 13). On compte, pendant un temps ΔT égal à la période horloge que l'on a fixée (ici 1 sec.), le nombre d'impulsions ayant franchi le seuil de discrimination. Le résultat de la mesure est stocké séquentiellement dans les canaux successifs de la mémoire. Le passage d'un canal au suivant s'effectue à chaque impulsion horloge.

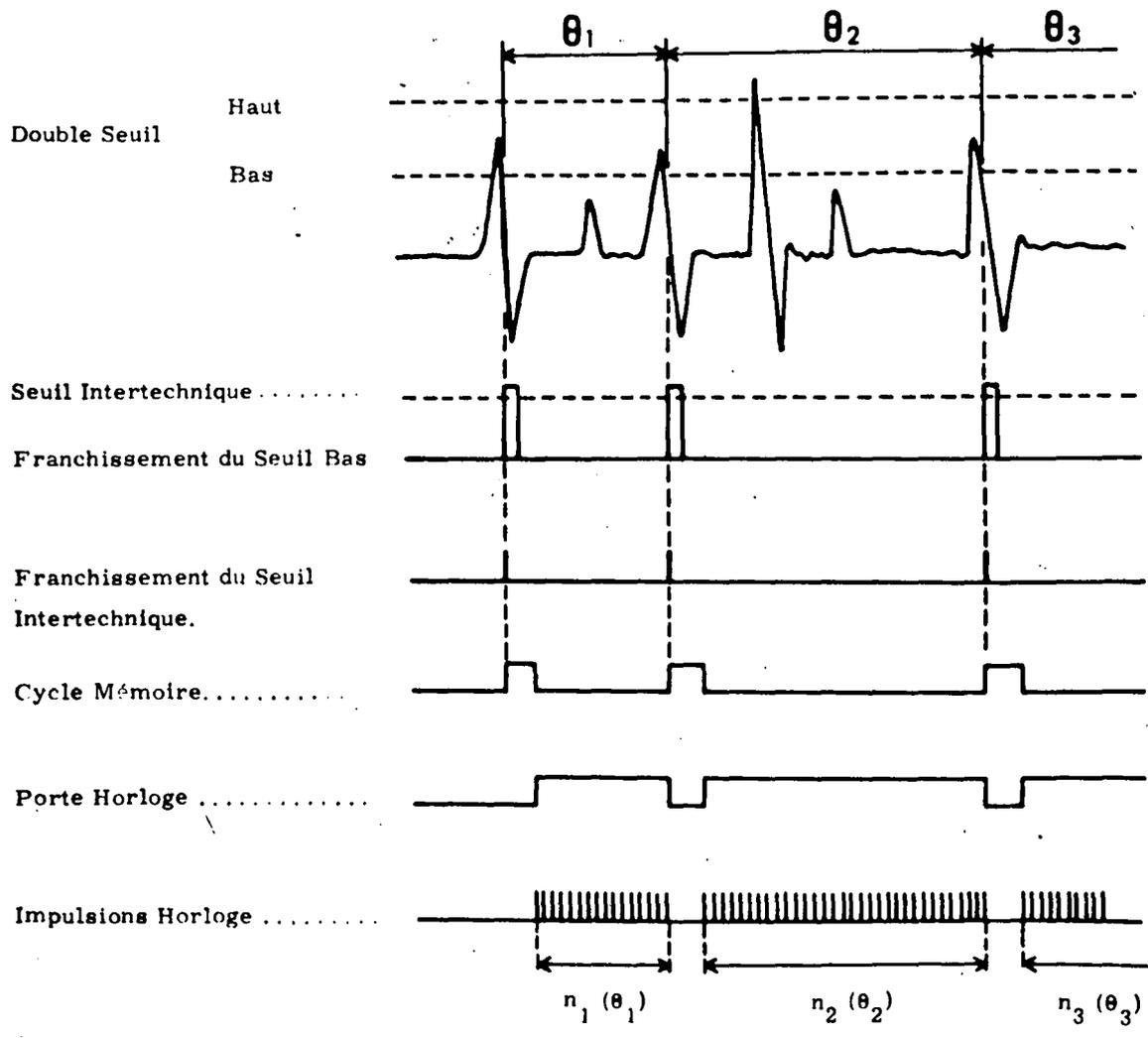


Fig. 12 Analyse des intervalles de temps séparant deux impulsions successives.

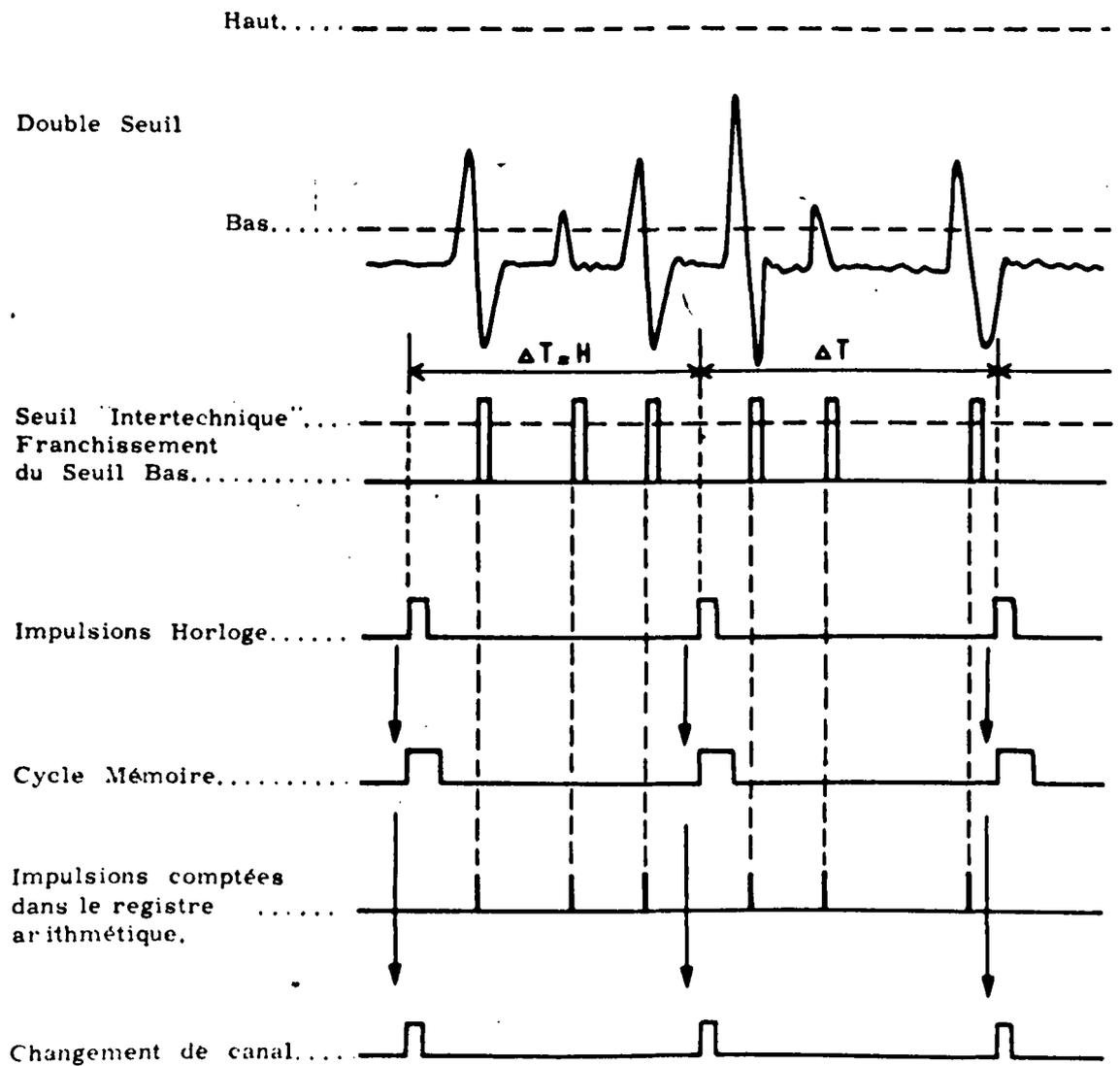


Fig. 13 Analyse du débit de spikes.

- CHAPITRE II -

SIGNIFICATION DE L'E.M.G. DE SURFACE



- CHAPITRE II

SIGNIFICATION DE L'E.M.G. DE SURFACE

	Pages
A - <u>INTRODUCTION</u>	31
I - NATURE ET PROPAGATION DES ACTIVITES MYOELECTRIQUES ELEMENTAIRES.	32
1 - Le "potentiel" de fibre.	
2 - Le "potentiel" d'unité motrice	
3 - Propagation des "potentiels" d'action.	
II - RELATIONS ENTRE L'EMG DE SURFACE ET LES VARIABLES MECANIKES DU MOUVEMENT.	35
1 - Techniques de quantification	
1 - 1 : Fréquence des oscillations	
1 - 2 : Amplitude des oscillations	
1 - 3 : Intégration de l'électromyogramme	
2 - Relations entre l'EMG et les variables mécaniques du mouvement.	
2 - 1 : Relations caractéristiques de la contraction isométrique.	
2 - 2 : Relations caractéristiques de la contraction anisométrique.	
III - DISCUSSION - EXPOSE DES PROBLEMES	36
B - <u>TECHNIQUES ET PROTOCOLES</u>	
I - TECHNIQUES ELECTROMYOGRAPHIQUES	42
1 - Détection de l'EMG de surface	

2 - Détection de l'EMG élémentaire.	
II - PROCOLES EXPERIMENTAUX	44
1 - Etude de la contraction statique	
2 - Etude de la contraction dynamique.	
C - <u>RESULTATS</u>	
I - ASPECT QUALITATIF	47
1 - Morphologie des électromyogrammes dans la contraction statique.	
1 - 1 : Pour un niveau de force donné	
1 - 2 : Pour des niveaux de force croissants	
2 - Morphologie des électromyogrammes dans la contraction dynamique.	
2 - 1 : Pour une valeur donnée du travail.	
2 - 2 : Pour des valeurs croissantes du travail.	
3 - Comparaison entre l'électromyogramme de surface et les électromyogrammes élémentaires.	
II - ASPECT QUANTITATIF	50
1 - Relations caractéristiques de la contraction statique	
2 - Relations caractéristiques de la contraction dynamique.	
D - <u>DISCUSSION</u>	
I - NATURE DE L'EMG DE SURFACE	55
1 - Limites du champ de détection en électromyographie de surface.	
2 - Importance relative des facteurs responsables de la forme du signal de surface.	
II - REPRESENTATIVITE DE L'EMG DE SURFACE	58
E - <u>CONCLUSIONS</u>	

A- INTRODUCTION

L'activité myoélectrique détectée à l'aide d'électrodes fixées sur la peau est qualifiée d'électromyogramme de surface. Il est admis que cette activité résulte de la propagation dans le volume conducteur limité par la peau, des potentiels d'action des fibres musculaires.

Toutefois, ne serait-ce qu'en raison des déformations des champs de potentiels au contact de la limite du volume conducteur, que réalisent le fascia musculaire et la peau, ou même en raison des déformations des potentiels d'action au cours de leur propagation, la signification de cet électromyogramme demeure discutée par de nombreux auteurs.

Nous nous sommes donc proposé d'essayer tout au moins de déterminer dans quelle mesure l'EMG de surface pouvait représenter, sur le plan temporel et sur le plan quantitatif, l'activité du muscle sous-jacent aux électrodes.

Au préalable, une revue de la littérature portant sur les activités myoélectriques élémentaires et leur propagation dans le muscle apparaissait comme indispensable, afin de donner un aperçu de la nature possible de l'EMG de surface. Ceci constituera une première partie de cette introduction.

Par ailleurs, de la signification de l'EMG de surface dépendait celle des relations mises en évidence entre cette activité et les variables mécaniques caractéristiques du mouvement. Une deuxième partie de cette introduction consistera donc en une revue bibliographique des techniques de quantification de l'EMG de surface et des relations obtenues.

La troisième et dernière partie de cette introduction sera consacrée à une discussion de ces données et à l'exposé des problèmes que nous aborderons dans ce chapitre.

I - NATURE ET PROPAGATION DES ACTIVITES MYOELECTRIQUES ELEMENTAIRES.

1 - Le "potentiel" de fibre

Lorsque la fibre musculaire est au repos, aucun courant ne circule dans le milieu environnant. Le potentiel mesurable à l'intérieur de la fibre est alors compris entre - 70 et - 90 mV. Au contraire, dès que la fibre est excitée, elle va être le siège de courants électriques. La variation du potentiel de membrane ou "potentiel d'action" est perceptible en détection intracellulaire, de même qu'en détection extracellulaire.

Le "potentiel d'action" intracellulaire a été détecté chez l'homme, au cours de la contraction volontaire, au moyen de micropipettes de verre, introduites dans une aiguille hypodermique. (BERANEK, 1961; PIERCE et WAGMAN, 1964, BROOKS et KONGDALAROM, 1968). Il correspond à une brève inversion de la polarité membranaire. Ce potentiel s'annule puis devient positif, atteignant une valeur de l'ordre de + 30 à + 40 mV. Cette phase d'inversion de potentiel est ensuite suivie d'une phase de restauration de durée plus longue. Le "potentiel d'action" se traduit donc par une variation de potentiel monophasique.

Les "potentiels" d'action extracellulaires ont été détectés à l'aide de multiélectrodes et étudiés, en premier lieu par EKSTEDT(1964), EKSTEDT et STÅLBERG(1963, 1973) et EKSTEDT et coll. (1969). Leur amplitude est au plus égale à un dixième de celle du "potentiel" intracellulaire (5,6 mV en moyenne selon EKSTEDT (1964)). Leur durée est en moyenne de 400 à 500 microsecondes. Leur forme est généralement triphasique. Les deux premières phases correspondent à la phase de dépolarisation du potentiel intracellulaire (HÅKANSON, 1957; MURAKAMI et coll., 1961).

2 - Le "potentiel d'unité motrice"

Dans les conditions d'excitation naturelle du muscle, l'excitation élémentaire est celle non pas d'une fibre musculaire, mais d'une U.M. (SHERRINGTON, 1925). Dès lors se pose le problème de la composition des courants d'action dus à chacune des fibres de l'U.M.

Dans un volume conducteur homogène, la distribution des courants d'action dus à une force électromotrice, est indépendante de la présence de toute autre force électromotrice: le voltage résultant en un point du volume où se manifestent plusieurs forces électromotrices est alors égal à la somme algébrique des voltages que chacune aurait provoqué en l'absence des autres (HELMHOLTZ, 1853). C'est également le cas si le volume conducteur est non homogène ou anisotrope, à condition que ce volume ne comprenne pas d'éléments de conduction non linéaires, éléments qui n'entrent pas en jeu dans les conditions normales de contraction du muscle (BURKHARDT, 1957). Il s'ensuit que les "potentiels" d'U.M. vont correspondre à la somme algébrique au point considéré des "potentiels" des fibres composant l'U.M. Dans le muscle squelettique, les fibres d'une même U.M. ne sont pas assemblées en un seul faisceau, mais sont largement dispersées dans le muscle, ainsi que l'ont montré de nombreux travaux, tant électrophysiologiques, qu'histologiques (VAN HARREVELD, 1946; FEINDEL, 1954; KRNJEVIC et MILEDI, 1958; NORRIS et IRWIN, 1961; EDSTROM et KUGELBERG, 1968.) Une unité motrice n'est donc pas caractérisée par un seul potentiel d'action, mais par de nombreux "potentiels d'U.M." qui peuvent être détectés en différents points de la zone de propagation des potentiels d'action des fibres composant l'U.M. Chaque "potentiel d'U.M." représente d'après BUCHTHAL et coll., 1957 toutes les fibres de l'U.M., mais diffère en amplitude et en durée suivant que les fibres sont plus ou moins groupées au voisinage du point de détection.

3 - Propagation des "potentiels" d'action

Dès qu'une fibre musculaire est excitée, le milieu environnant n'est plus isopotential mais est le siège de courants électriques. Il importe de comprendre comment les "potentiels" d'action extracellulaires ainsi créés, vont se propager dans le milieu conducteur et vont se déformer au cours de leur propagation.

La propagation des "potentiels de fibre" a été étudiée expérimentalement, *in vitro* (LORENTE DE NO, 1947; HÅKANSON, 1956, 1957) et *in vivo* au cours de la contraction chez l'homme (EKSTEDT, 1964). Celle des "potentiels d'U. M." a essentiellement été étudiée au cours de la contraction volontaire chez l'homme, par BUCHTHAL et coll., 1957; ROSENFALCK et BUCHTHAL, 1962; BUCHTHAL & ROSENFALCK, 1966 a fait l'objet de modélisations mathématiques (ROSENFALCK, 1969; GEORGES, 1970).

Ces travaux ont mis en évidence deux déformations principales du signal au fur et à mesure de sa propagation

- Le "potentiel" d'action diminue rapidement en amplitude, en fonction de la distance par rapport à la source.
- L'intervalle de temps entre les sommets de chacune des phases du "potentiel" augmente en fonction de cette même distance.

Il en résulte que, à la limite, à une certaine distance des fibres composant l'U. M., aucun "potentiel" ne sera détecté, d'où la notion de zone de propagation ou "territoire des U. M.". Celle-ci a été définie par BUCHTHAL et coll., (1957) comme étant la surface dans laquelle le "potentiel" d'U. M. comprend une spike qui présente une déflexion positive négative de durée inférieure à 200 μ s environ et d'amplitude supérieure à 50 μ V. Cette surface est de forme circulaire, avec un diamètre moyen de 5 mm dans le biceps brachii; dans les autres muscles squelettiques de l'homme, elle varie de 5 à 11 mm (BUCHTHAL et coll., 1959). Dans un même muscle, ce diamètre peut varier à un facteur 4 près d'une U. M.

à une autre. Par ailleurs, l'intrication des fibres des différentes U. M. est telle, que le territoire d'une U. M. peut recouvrir celui de 10 à 25 U. M. différentes.

II - RELATIONS ENTRE L'EMG DE SURFACE ET LES VARIABLES MECANQUES DU MOUVEMENT

1 - Techniques de quantification

Au cours d'une contraction volontaire, la forme des variations de potentiels qui constituent l'EMG de surface est généralement très complexe. Les essais de quantification du signal ont porté, soit sur la fréquence des variations de potentiels, soit sur leur amplitude, soit enfin sur l'ensemble de ces deux paramètres.

1 - 1 - Fréquence des oscillations

Les premiers essais de quantification de l'EMG de surface ont consisté à essayer de déterminer par l'examen visuel des tracés la fréquence des oscillations (PIPER, 1907 à 1914; GARTEN, 1910; DITTLER et GUNTHER, 1914; DIRKEN et SIEMELINK, 1942). A ces examens visuels ont fait suite différents procédés de comptage automatique, dans lesquels les oscillations ne sont comptées qu'au dessus d'un seuil d'amplitude déterminé (BERGSTROM, 1959, 1962; CLOSE et coll., 1960; WILLISON, 1963, 1964; FITCH, 1967; MASON et MUNRO, 1969; FUSFELD, 1971; TROUP et CHAPMAN, 1972). Bien que des relations apparemment peu dispersées aient été trouvées par la majorité de ces auteurs entre le nombre d'impulsions par seconde ainsi déterminé et diverses variables mécaniques du mouvement, la signification et l'existence même de ces relations dépend du seuil de comptage et des techniques d'amplification utilisés (PERSON et KUSHNAREV, 1963; FUSFELD, 1971; HALAS et coll., 1971.)

Parallèlement à l'utilisation de ces procédés de comptage, une somme considérable de travaux a porté sur l'analyse spectrale de l'élec-

tromyogramme, depuis les premières études de RICHARDSON (1951) et de WALTON (1952). Pour une vue d'ensemble de ceux-ci, on se référera à SATO (1967), HERBERTS (1969) et KADEFORS et coll. (1973). La fréquence dominante du spectre diffère selon les muscles; pour le biceps brachii, elle est d'environ 50 à 60 cycles par seconde. Le spectre de fréquence dépend d'autre part chez l'individu normal de la position des électrodes, des propriétés électriques de celles-ci, et de la fatigue. Il semble par contre indépendant du niveau de contraction du muscle.

1 - 2 - Amplitude des oscillations

Ainsi que l'avait remarqué PIPER, dès ses premiers enregistrements (1907), l'amplitude des oscillations de l'EMG augmente lorsque la force développée au cours du mouvement augmente. Certains auteurs ont donc utilisé simplement l'amplitude totale de l'EMG comme moyen de quantification. (INMAN et coll., 1944; DEMPSTER et FINERTY, 1947; MONOD, 1956; KNOWLTON et coll., 1956; MORIOKA, 1964). Cette méthode n'a toutefois été appliquée qu'à l'étude de contractions isométriques.

1 - 3 - Intégration de l'électromyogramme

Les diverses modifications de l'EMG peuvent être appréhendées globalement en mesurant la surface totale des variations de potentiels par rapport au zéro électrique, c'est-à-dire en réalisant leur intégration.

Une mesure exacte de cette intégration peut être réalisée par planimétrie, après enregistrement sur film ou sur papier (LIPPOLD, 1952; KRAMER et coll., 1972).

Une mesure plus rapide est généralement effectuée au moyen de dispositifs électroniques qualifiés d'"intégrateurs". Ceux-ci comportent essentiellement un réseau intégrateur R - C ou R - L - C, dans lequel on fait passer le signal après redressement. On trouvera une analyse critique des différents procédés d'intégration utilisés dans ROSENFALCK (1959), TURSKY (1964) et MAC LEOD (1973). Selon les procédés utilisés,

cette intégration se présente:

- sous forme d'une "enveloppe" de l'EMG et correspond alors soit au voltage moyen (INMAN et coll., 1952; ROSENFALCK, 1959, GOTTLIEB et AGARWAL, 1971; KREIFELDT, 1971; GARLÄND et coll., 1972), soit à la racine carrée de la valeur moyenne du signal (DE VRIES, 1965, KAISER et coll., 1968; SCHANNE et CHAFFIN, 1970).

- sous forme d'impulsions rationalisées ou "pips" dont la fréquence est proportionnelle à l'intégration du signal (DAVIS, 1948; BATES et COOPER, 1954; FEUER, 1967).

Les résultats obtenus vont dépendre des constantes de temps et des temps d'intégration utilisés, de même que du procédé de redressement du signal.

2 - Relations entre l'EMG et les variables mécaniques du mouvement.

L'utilisation des techniques précédentes a permis la mise en évidence de nombreuses relations caractéristiques du mouvement. Nous nous limiterons ici à un bref exposé des données obtenues en l'absence de fatigue, les problèmes posés par celle-ci n'étant pas à priori abordés dans ce travail. Pour une analyse beaucoup plus complète, on pourra se reporter à une récente revue de BOUISSET (1973).

2 - 1 - Relations caractéristiques de la contraction isométrique

Les principales techniques de quantification exposées ci-dessus ont été utilisées pour analyser ce mode de contraction.

2 - 1 - 1 - L'amplitude de l'EMG:

Une relation linéaire a été montrée entre la force et l'amplitude crête-crête de l'EMG (KNOWLTON et coll., 1956; MORIOKA, 1964).

2 - 1 - 2 - La fréquence des oscillations de l'EMG:

Une relation linéaire a été mise en évidence entre le nombre d'oscillations par seconde de l'EMG et la force, indirectement par BERGSTROM (1959) qui a décrit une relation linéaire entre l'EMG intégré et ce nombre d'oscillations par seconde, directement ensuite par CLOSE et coll., (1960), MASON et MUNRO (1969) et FUSFELD (1971).

2 - 1 - 3 - L'intégration de l'EMG:

BAYER et FLECHTENMACHER (1950), LIPPOLD, (1952), INMAN et coll. (1952), DE VRIES (1968), STEPHENS et TAYLOR (1969), ont montré l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la force. Par contre, pour de nombreux autres auteurs, cette relation serait d'allure quadratique (BOTTOMLEY et coll., 1963; TARDIEU et coll., 1963; VREDENBREGT et coll., 1966; ZUNIGA et SIMONS, 1969), ou linéaire pour les valeurs faibles de la force, puis exponentielle (KURODA et coll., 1970).

2 - 2 - Relations caractéristiques de la contraction anisométrique.

Seules les mesures de la fréquence des oscillations et de l'EMG intégré ont été utilisées dans cette modalité du mouvement.

2 - 2 - 1 - La fréquence des oscillations de l'EMG.

Dans des conditions anisométriques, anisotoniques (avec raccourcissement du muscle, à vitesse instantanément variable), BERGSTROM (1959) a montré l'existence d'une relation linéaire entre le nombre d'oscillations de l'EMG et l'énergie cinétique développée par le muscle.

2 - 2 - 2 - L'intégration de l'EMG

Dans des conditions anisométriques isotoniques (avec raccourcissement, à vitesse constante), BIGLAND et LIPPOLD (1954) ont montré l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré et la force musculaire d'une part, la vitesse d'autre part.

Dans des conditions anisométriques, anisotoniques, des relations linéaires ont été mises en évidence entre l'EMG intégré et diverses variables mécaniques:

- avec l'accélération du mouvement, qui dans le cas du mouvement contre inertie pure est une expression de la force (BOUISSET et coll. , 1963; BOUISSET et DENIMAL, 1964; GOUBEL, 1967; GOUBEL et BOUISSET, 1970).

- avec le travail mécanique qui correspond à la variation d'énergie cinétique entre le début et la fin du mouvement, (SCHERRER et coll. , 1957; GOUBEL et BOUISSET, 1967; BOUISSET et GOUBEL, 1973). L'énergie cinétique étant proportionnelle au carré de la vitesse, cette relation en impliquait une, quadratique, entre l'EMG intégré et la vitesse, relation qui a été mise en évidence par DENIMAL (1964), BOUISSET et GOUBEL (1968).

III - DISCUSSION - EXPOSE DES PROBLEMES

De l'analyse de la littérature portant sur les activités myoélectriques élémentaires et leur propagation, il ressort que l'activité myoélectrique de surface peut refléter l'activité de 10 à 25 unités motrices dont les fibres seront situées à 5 cm de l'électrode de détection. Toutefois si l'on se réfère à BUCHTHAL et coll. (1959), la zone de propagation des potentiels peut varier dans un rapport de 1 à 4 à l'intérieur d'un même muscle, ce qui semble signifier que la dispersion des fibres de certaines U. M. peut être quatre fois plus faible ou quatre fois plus élevée que la moyenne. Il est alors vraisemblable que pour ces U. M. seule l'activité de quelques fibres pourra être détectée.

Il en ressort également que les variations de potentiels correspondantes à ces activités élémentaires seront atténuées en amplitude et augmentées en durée lorsqu'elles seront détectées en surface.

Il semble donc que la détection de surface porterait essentiellement sur l'activité de 10 à 25 U. M. et éventuellement sur celle de quelques

fibres appartenant, soit à des U. M. très proches donnant naissance à des variations de potentiels brèves et d'amplitude élevée, soit à des U. M. dont les fibres sont très dispersées et qui donneront alors naissance à des variations de potentiels d'amplitude moins élevée et de durée plus grande que les précédentes.

Ces quelques considérations expliquent en partie la grande variété de forme des variations de potentiels qui composent l'EMG de surface, et l'absence de relation morphologique entre cet EMG et l'EMG élémentaire (DIRKEN et SIEMELINK, 1942; PERSON, 1963,) sauf dans le cas où la détection élémentaire est très proche de celle de surface (HARRISON et MORTENSEN, 1962). Par contre, elles s'opposent à l'idée selon laquelle les possibilités de diffusion d'un muscle à un autre seraient très importantes (HICKEY et coll., 1957; CLOSE, 1964).

Un premier problème est donc posé: l'EMG de surface ne représente-t-il que l'activité du seul muscle sous-jacent au(x) point(s) de détection.

Par ailleurs, si l'on s'en tient à ces seules données, l'activité myoélectrique de surface ne représenterait, lorsque la contraction du muscle est maximale, que l'activité d'au plus une trentaine d'U. M. sur les 774 environ que comporterait un muscle tel le biceps brachii (FEINSTEIN et coll., 1955; CHRISTENSEN, 1959; BUCHTHAL, 1961). Il semblerait donc douteux que l'EMG de surface puisse être considéré comme un indice de l'état d'excitation de l'ensemble du muscle. Toutefois, nous avons vu dans une seconde partie de cette introduction que pour autant que les conditions mécaniques dans lesquelles le mouvement était exécuté, aient été précisément contrôlées, des relations consistantes étaient mises en évidence entre l'EMG de surface et les variables mécaniques du mouvement.

Un second problème est donc posé: l'EMG de surface est-il représentatif de l'ensemble de l'activité du muscle sous-jacent au(x) point(s) de détection.

En dernier lieu, il est bien connu que la nature du signal détecté dépend du mode de dérivation utilisé. Rappelons brièvement a) que le signal détecté en dérivation monopolaire correspond à la résultante de toutes les influences électriques de sources voisines ou lointaines, qui se somment au point considéré à l'instant considéré; b) que le signal détecté en dérivation bipolaire ne révèle que la différence de potentiel entre les deux électrodes, sans référence à un potentiel de base, ce qui implique, d'une part que la nature du signal est mal définie, d'autre part que les influences lointaines s'éliminent par différence.

Un troisième problème se trouve donc posé: la signification de l'EMG de surface dépend-t-elle du mode de dérivation utilisé.

En partant de l'hypothèse selon laquelle l'EMG de surface représenterait le résultat de la sommation algébrique des activités élémentaires, nous avons tenté une comparaison qualitative et quantitative entre l'EMG de surface du biceps brachii et l'EMG résultant de la sommation algébrique de plusieurs activités élémentaires du même muscle, afin d'essayer de répondre aux problèmes posés ci-dessus.

B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES

L'étude de la signification de l'EMG de surface a fait essentiellement l'objet de deux séries expérimentales. La première a été consacrée à l'étude du mouvement sans raccourcissement des muscles mis en jeu (contraction statique). La seconde a été consacrée à celle du mouvement avec raccourcissement musculaire (contraction dynamique). Au cours d'une troisième série expérimentale, les résultats obtenus dans le cas de la contraction statique ont été testés pour des valeurs plus élevées de la force.

I - TECHNIQUES ELECTROMYOGRAPHIQUES

1 - Détection de l'EMG de surface:

Les électrodes utilisées et leur mode de fixation ont été décrits au chapitre "Techniques".

Dans les deux premières séries expérimentales, deux modes de dérivation ont été utilisés.

- Le premier est une dérivation monopolaire. L'activité du biceps brachii est détectée par rapport à une électrode fixée soit au niveau du poignet homolatéral, soit au niveau du condyle huméral, zones apparemment inactives du point de vue électrique au cours du mouvement. La localisation de l'électrode active sur le corps charnu varie d'un examen à un autre.

- Le second est une dérivation bipolaire. La différence des activités entre deux points du biceps brachii est détectée à l'aide de deux électrodes placées sur le corps charnu. La distance inter-électrodes varie, selon les examens, de 2 à 8 cm.

Dans la troisième série expérimentale, le mode de dérivation bipolaire seul a été utilisé.

Dans l'ensemble de ces séries expérimentales, l'EMG de surface est intégré après amplification convenable. L'EMG de surface et son intégration sont ensuite enregistrés.

2 - Détection de l'EMG élémentaire

Dans les deux premières séries expérimentales la détection de l'activité myoélectrique élémentaire a été réalisée à l'aide de semi-micro électrodes monofilaires (voir chapitre I) présentant une surface de détection de $3 \cdot 10^4 \mu^2$ à $8 \cdot 10^4 \mu^2$, ce qui correspond à une sélectivité moyenne. Trois de ces électrodes étaient implantées en trois points du corps charnu du biceps brachii. Deux modes de dérivation ont été utilisés:

- Le mode monopolaire: les activités élémentaires sont détectées par rapport à l'électrode de surface utilisée comme référence pour la détection de l'activité myoélectrique de surface. Le choix d'une électrode de référence commune à l'ensemble de ces activités, semblait de nature à rendre négligeable, dans la comparaison quantitative de celles-ci, une éventuelle activité électrique des tissus situés sous cette électrode.

- Le mode bipolaire: on enregistre la différence entre les activités des différents couples d'électrodes possibles.

Dans la troisième série expérimentale, la détection de l'activité myoélectrique élémentaire a été réalisée au moyen de semi-microélectrodes-bifilaires (voir chapitre I), présentant des surfaces de détection inférieures à celles des électrodes monofilaires. On enregistre alors la différence entre les activités détectées par chacun des deux fils de l'électrode. Trois électrodes ont également été implantées dans le muscle.

Dans l'ensemble de ces séries expérimentales, les électrodes-fils sont distantes de 1 à 8 cm l'une de l'autre selon les examens, et la profondeur atteinte par leur pointe varie de 1 à 4 cm.

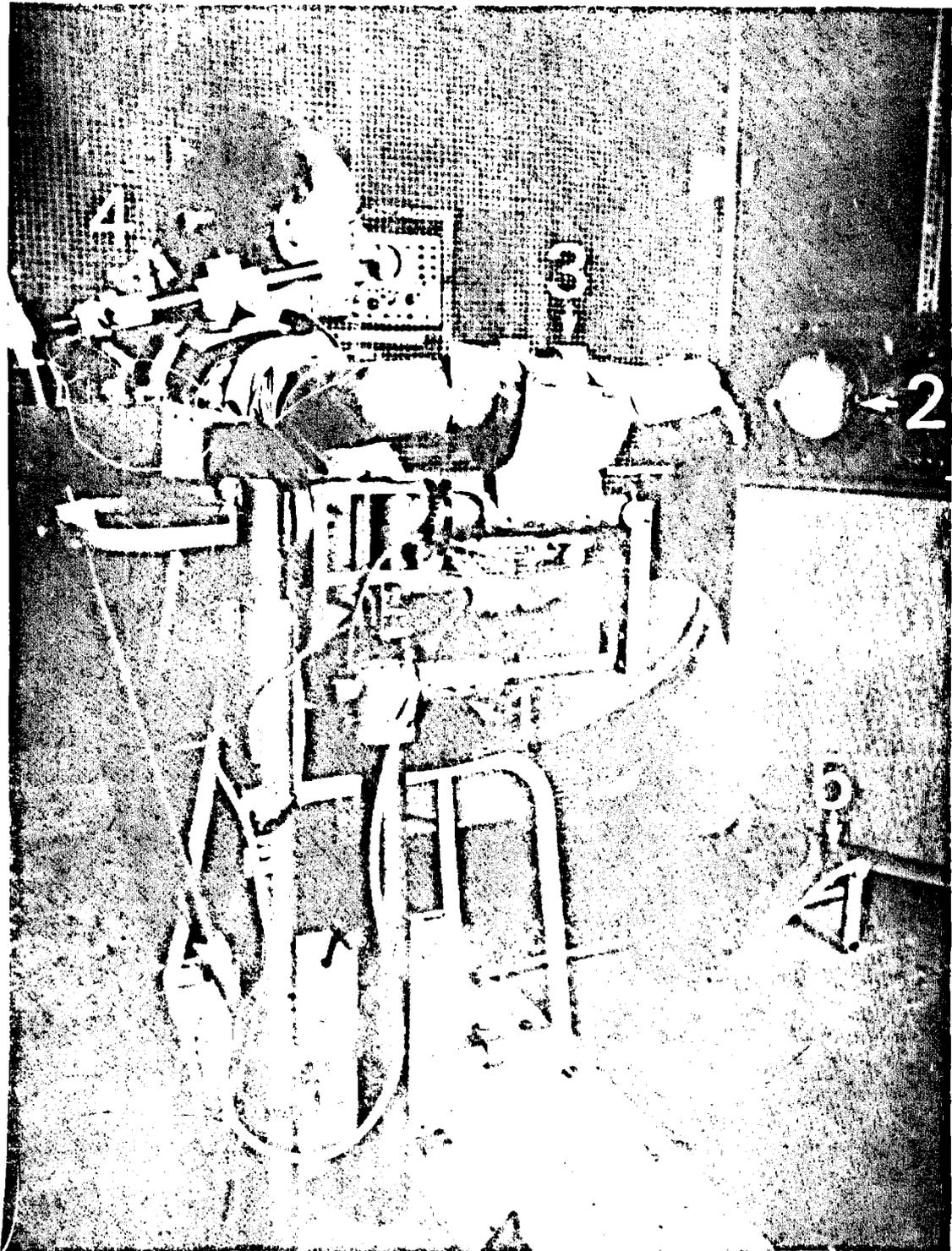


Fig. 14 Vue d'ensemble de la situation expérimentale d'étude de la contraction statique.

- 1 - Jauge de contrainte
- 2 - Oscillographe de contrôle.
- 3 - Gouttière et plâtre de fixation de l'avant-bras.
- 4 - Fixe-épaules.
- 5 - Repose-pieds.

Une fois amplifiées, les activités électriques des dérivations intramusculaires sont sommées algébriquement et leur somme est intégrée. L'ensemble de ces phénomènes est ensuite enregistré.

II - PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

Les sujets ont à effectuer des flexions de l'avant-bras sur le bras droit. Leur posture est stable et réglée de manière à ce que l'avant-bras et le bras soient approximativement dans un même plan horizontal. Selon le dispositif mécanique utilisé, la contraction des muscles fléchisseurs du coude se traduit ou non par un déplacement de l'avant-bras.

1 - Etude de la contraction statique

La première série expérimentale réalisée a porté sur 50 personnes des deux sexes, d'âge compris entre 16 et 61 ans (âge moyen: 38 ans). Chaque sujet doit maintenir des niveaux de force de 0, 5, 1, 2, 3, 4, 5, 6 Kg, qui ne sont pas nécessairement proposés dans cet ordre par l'expérimentateur.

La seconde série expérimentale réalisée a porté sur 5 sujets masculins, d'âge compris entre 30 et 66 ans (âge moyen: 44 ans). Chacun d'eux a fait l'objet d'au moins deux examens identiques, d'où un total de 12 examens. Les épreuves consistent à maintenir des niveaux de force de valeurs croissantes: 1, 3, 5, 7, 10, 14, 21 Kg. Le maintien des forces les plus élevées n'a pas été imposé aux sujets qui manifestaient des signes de fatigue.

Certains points du protocole sont par ailleurs communs à ces deux séries expérimentales:

- Le coude est fléchi à 90° et le maintien de cette position est assuré par le couplage de l'extrémité de la partie mobile du dispositif de reproduction du mouvement, à l'extrémité du support de la jauge de contrainte.

- La durée de maintien de chaque niveau de force est d'environ 30 secondes.

- Un temps de repos, au moins équivalent, a été observé entre chaque maintien.

- Les sujets contrôlent sur l'écran d'un oscilloscope, la valeur de la force qu'ils exercent. A cet effet, le signal de force est visualisé sur l'écran d'un oscilloscope dont le tube cathodique est orienté de manière à ce que le signal, appliqué aux bornes d'entrée "Y" provoque, une fois le balayage arrêté, une dérivation horizontale du spot. Deux traits verticaux figurent sur l'écran respectivement la position de repos et le niveau de force à maintenir. Un atténuateur permet de faire correspondre à ce dernier repère différentes valeurs de la force.

Considérant le maintien successif de différents niveaux de force à un degré de flexion constant de l'articulation du coude, on se place donc dans des conditions de contraction sensiblement isotoniques et isométriques.

La figure 14 donne une vue d'ensemble de la situation expérimentale.

2 - Etude de la contraction dynamique

Trente sujets des deux sexes, d'âge compris entre 21 et 65 ans (âge moyen: 39 ans), ont été examinés. Certains d'entre eux ont été examinés plusieurs fois, d'où un total de cinquante cinq examens.

La posture générale des sujets est la même que celle adoptée pour l'étude de la contraction statique. Toutefois, l'extrémité de la partie mobile du dispositif de reproduction du mouvement est laissée libre, et la contraction des fléchisseurs du coude se traduit donc par un déplacement de l'avant-bras.

L'amplitude du mouvement est limitée volontairement à 30 degrés autour de la position de repos de l'articulation.

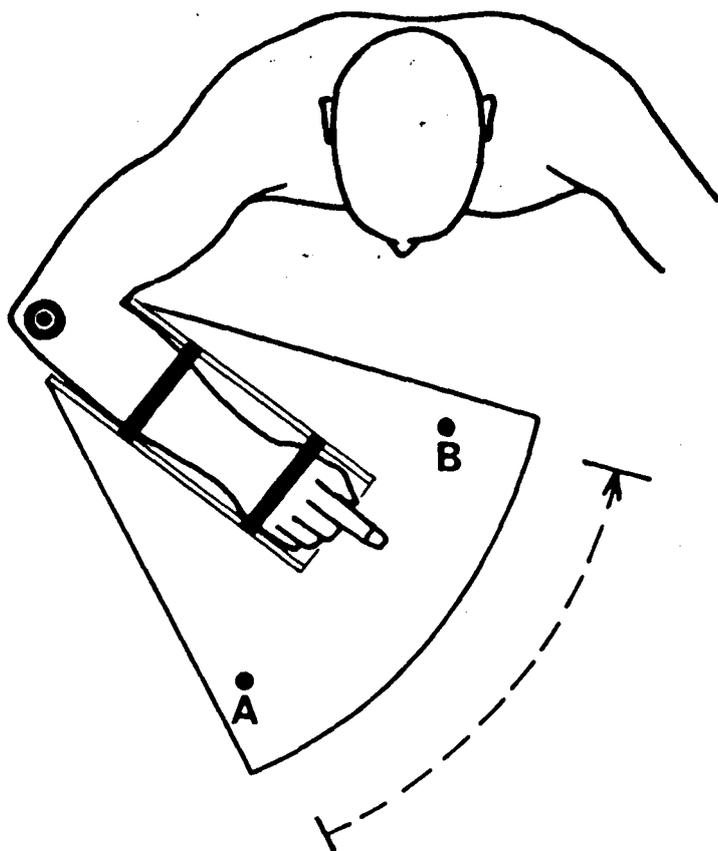


Fig. 15 Schéma de la situation expérimentale d'étude de la contraction dynamique (vue de dessus).

Les mouvements sont effectués de A à B, dans la direction de la flèche en tirets.

Des surcharges de 1 à 5 Kg peuvent être fixées à 25,5 cm de l'axe de rotation du dispositif de reproduction du mouvement, ce qui permet de faire varier l'inertie de l'ensemble mobile entre $0,02 \text{ Kg. m}^2$ et $0,40 \text{ Kg. m}^2$.

Pour chaque condition d'inertie, chaque sujet effectuait une quinzaine de mouvements, d'abord à sa vitesse spontanée, puis, sur indications de l'expérimentateur, à des vitesses plus lentes et plus rapides. La limite supérieure des vitesses explorées est de 10 rad/s, ce qui correspond à une valeur proche de la vitesse maximale pour l'amplitude considérée.

Entre chaque mouvement, un temps de repos était ménagé de façon à éviter les risques de fatigue.

Considérant des mouvements effectués contre inertie, à vitesse instantanément variable, on se place donc dans le cas de contractions anisométriques, anisotoniques.

La figure 15 schématise l'ensemble de la situation expérimentale

Une épreuve de travail statique préalable, donne une équivalence entre le nombre de pips délivré en une seconde par l'intégrateur et la charge maintenue. Le coefficient ainsi obtenu permet par la suite d'évaluer les activités myoélectriques intégrées en kg. statiques. seconde (Kg. stat. s). L'utilisation de cette unité arbitraire présente l'avantage de pouvoir relier entre eux les résultats d'examens différents effectués sur un même sujet.

C - RESULTATS

Les résultats obtenus sont à la fois d'ordre qualitatif et d'ordre quantitatif.

I - ASPECT QUALITATIF

L'étude comparative de la morphologie de l'E. M. G. de surface et de l'E. M. G. intramusculaire était susceptible de fournir des données sur les relations qualitatives existant entre les deux types d'E. M. G., ainsi que sur celles existant éventuellement entre les différentes dérivations élémentaires. Pour chaque enregistrement, une observation parallèle de l'E. M. G. de surface, de chaque tracé intramusculaire, ainsi que de celui résultant de la somme algébrique de chaque dérivation intramusculaire, a été réalisée. Nous examinerons successivement les résultats obtenus dans le cas de la contraction statique et dans celui de la contraction dynamique.

1 - Morphologie des électromyogrammes dans la contraction statique.

1 - 1 Pour un niveau de force donné (fig. 16)

L'EMG de surface répond à la description donnée par DIRKEN et SIEMELINCK (1942). Il est composé de deux grands types: des ondes "A", de fréquence 20 à 30 c/s, assez régulières, sur lesquelles se greffent des oscillations plus rapides ou ondes "B", de fréquence égale ou supérieure à 50 c/s. Le tracé est compliqué par de nombreuses petites indentations ou "NEBENZACKEN". On peut observer parfois des groupements en fuseaux, de fréquence 3 à 5 c/s.

Le mode de dérivation utilisé ne semble pas influencer de façon notable sur la morphologie de ce tracé de surface.

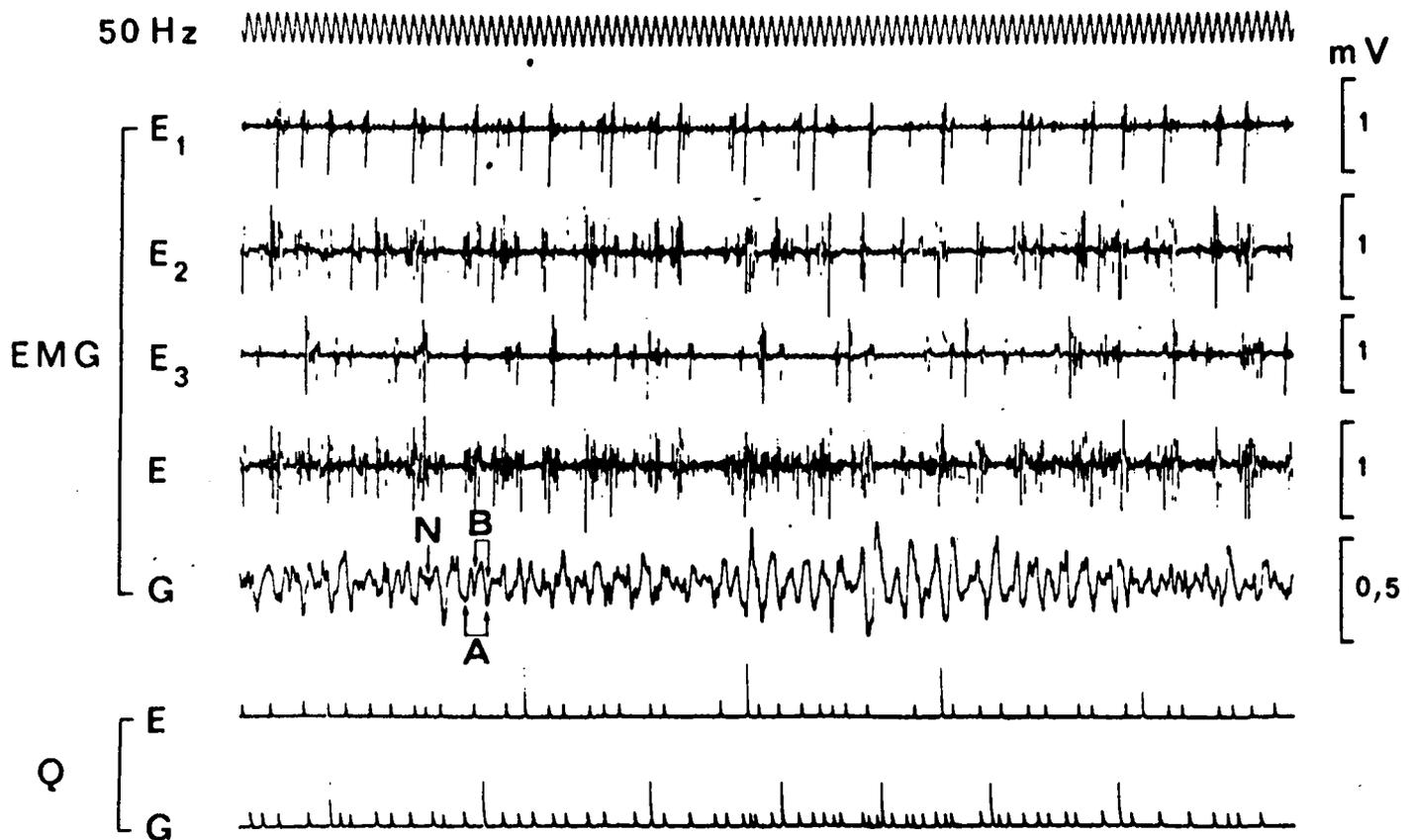


Fig. 16 Enregistrement d'une contraction statique.

Maintien d'une force de 5 Kg.

De haut en bas:

50 Hz : Base de temps.

EMG - E_1 , E_2 , E_3 : Electromyogrammes élémentaires.

EMG - E : EMG de synthèse résultant de la sommation algébrique des EMG précédents.

EMG - G : EMG global (de surface).

Q_E : EMG élémentaire de synthèse, intégré.

Q_G : EMG global intégré.

En bas à gauche : N: Nebenzacken A : ondes A, B: ondes B, (Voir texte).

L'EMG intramusculaire est constitué par des variations de potentiels généralement biphasiques ou triphasiques, d'une durée de 1 à 10 ms et d'amplitude comprise environ entre 50 μ V et 8 mV. L'activité détectée est donc celle d'U. M. et probablement parfois de fibres musculaires uniques.

Le mode de dérivation utilisé influe de façon sensible sur la morphologie de ce tracé intramusculaire:

- Lorsque le mode de dérivation monopolaire est utilisé, l'activité décrite ci-dessus se superpose généralement à une activité de fond, dont l'aspect est voisin de celui d'un EMG de surface.

- Lorsque le mode de dérivation bipolaire est utilisé, on note essentiellement la disparition de cette activité de fond et l'apparition de variations de potentiels polyphasiques. L'utilisation d'électrodes bifilaires (où les deux pôles de détection sont très rapprochés) entraîne en outre la réception de variations de potentiels élémentaires de durée et le plus souvent d'amplitude plus faible.

La somme algébrique de plusieurs dérivations intramusculaires réalise un tracé du type précédent, mais où les activités unitaires interfèrent fréquemment entre elles.

1 - 2 Pour des niveaux de force croissants

L'amplitude des oscillations de l'EMG de surface augmente, et les différents types d'ondes se dessinent plus nettement. Pour des forces de 4 à 6 Kg, on note souvent l'apparition de groupements se reproduisant à une fréquence voisine de 10 c/s.

Parallèlement, sur chaque dérivation intramusculaire, on observe une augmentation du nombre de variations de potentiels élémentaires. Lorsque les électrodes utilisées sont peu sélectives, notamment en dérivation monopolaire, les variations de potentiels élémentaires fusionnent rapidement réalisant des tracés de type interférentiel. Pour des forces de 4 à 6 Kg, ces variations de potentiels se groupent alors parallèlement à l'EMG de surface, autour d'une fréquence voisine de 10 c/s. A l'in-

verse l'utilisation de dérivations bipolaires et d'électrodes plus sélectives (bifilaires) ne permet pas l'observation de ces groupements.

2 - Morphologie des électromyogrammes dans la contraction dynamique.

L'allure des électromyogrammes décrite dans le cas de la contraction statique, demeure dans son ensemble, valable pour la contraction dynamique, bien que la détermination des différents types d'ondes de L'EMG de surface soit rendue plus malaisée par la faible durée des activités. Nous ne mentionnerons donc ici que les caractères propres à la contraction dynamique.

La description des EMG sera faite en fonction d'une variable mécanique équivalente à la force dans ce type de mouvement: le travail mécanique. Rappelons que celui-ci est égal à la variation d'énergie cinétique entre le début et la fin du mouvement. Il est donc exprimé par la relation $W = \frac{1}{2} I V^2$ dans laquelle W est le travail, exprimé en joules; I est l'inertie de l'ensemble mobile exprimé en Kg. m^2 ; et V est le maximum de vitesse atteint au cours du mouvement.

2 - 1 Pour une valeur donnée du travail (fig. 17)

L'EMG se présente le plus souvent, ainsi que l'avaient déjà décrit WACHHOLDER et ALTENBURGER (1925), sous forme d'une bouffée qui débute avant le mouvement. Cette première bouffée d'activité est suivie d'un silence qui correspond au maximum de vitesse atteint. Ce dernier est ensuite suivi d'une ou plusieurs autres bouffées d'activité qui interviennent au cours de la phase de freinage du mouvement, laquelle ne sera pas considérée dans l'ensemble de cette étude.

2 - 2 Pour des valeurs croissantes du travail

La durée des bouffées d'activité diminue l'amplitude des oscillations de l'EMG de surface augmente et leur forme devient plus régulière.

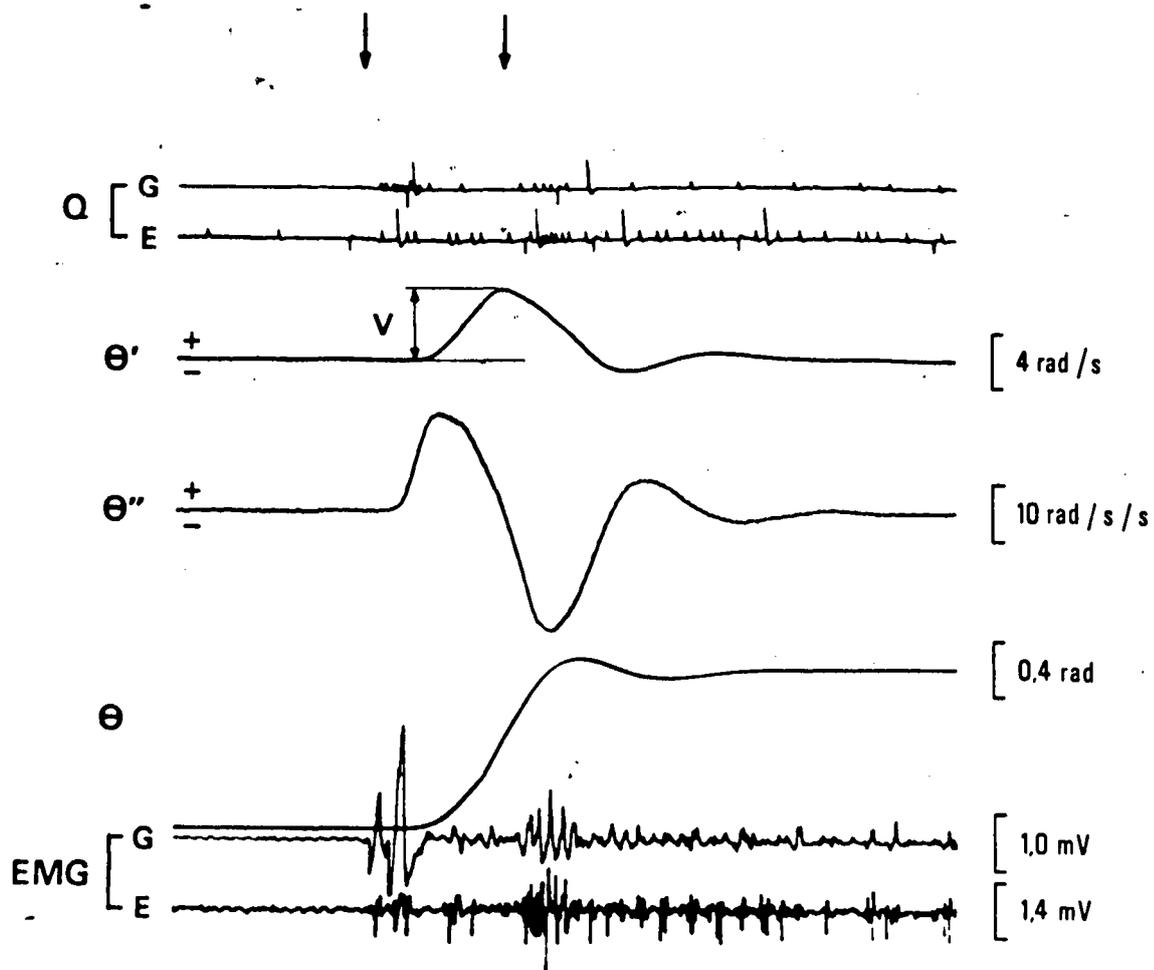


Fig. 17 Enregistrement d'un mouvement de flexion.

De bas en haut:

EMG-E : EMG élémentaire du biceps brachial résultant de la sommation algébrique de 3 dérivations.

EMG-G : EMG global (de surface) du biceps brachial.

θ : Déplacement angulaire en rad.

θ'' : Accélération tangentielle en rad/s/s.

θ' : Vitesse angulaire en rad/s.

Q_E : EMG élémentaire intégré.

Q_G : EMG global intégré.

Les quantités intégrées sont comptées du début de l'activité électrique au maximum de vitesse angulaire, soit entre les deux flèches représentées sur la partie supérieure du tracé.

Lorsque l'activité élémentaire est détectée au moyen d'électrodes monofilaires, les électromyogrammes correspondants deviennent très rapidement de type interférentiel.

3 - Comparaison entre l'électromyogramme de surface et les électromyogrammes élémentaires.

Dans la majorité des cas, et quel que soit le type de contraction envisagé, lorsque l'on ne tient pas compte de l'activité de fond détectée en dérivation monopolaire, aucune correspondance morphologique n'a pu être trouvée entre l'EMG de surface et l'EMG de la somme ou de chacune des dérivations élémentaires.

Dans de très rares cas, au cours de l'ensemble de ce travail (1 seul au cours de ces 3 séries expérimentales, fig. 18), un même potentiel d'UM a pu être détecté en surface et à l'intérieur du muscle. L'amplitude de ces potentiels était alors faible et moins importante en surface qu'en dérivation intramusculaire. La durée de ces potentiels était assez élevée (7 ms) et plus importante en surface qu'en dérivation intramusculaire.

Lorsque l'électromyogramme de surface et les électromyogrammes élémentaires se présentent sous forme de groupements d'activités, une certaine correspondance existe entre les deux types de tracés. La fréquence dominante de ces groupements se situe souvent, dans le cas de la contraction statique, aux environs de 10 c/s. Ce phénomène est alors lié à une activité de tremblement, et plus précisément de tremblement physiologique. La fréquence dominante de ce tremblement, chez l'homme normal, est en effet de 9 à 10 c/s, ainsi que le montrèrent en premier HALLIDAY et REDFEARN (1956, 1958) et LIPPOLD et coll. (1957, 1959).

II - ASPECT QUANTITATIF

L'étude comparative des relations entre les variables mécaniques caractéristiques du mouvement et, d'une part l'intégration de l'EMG de sur-

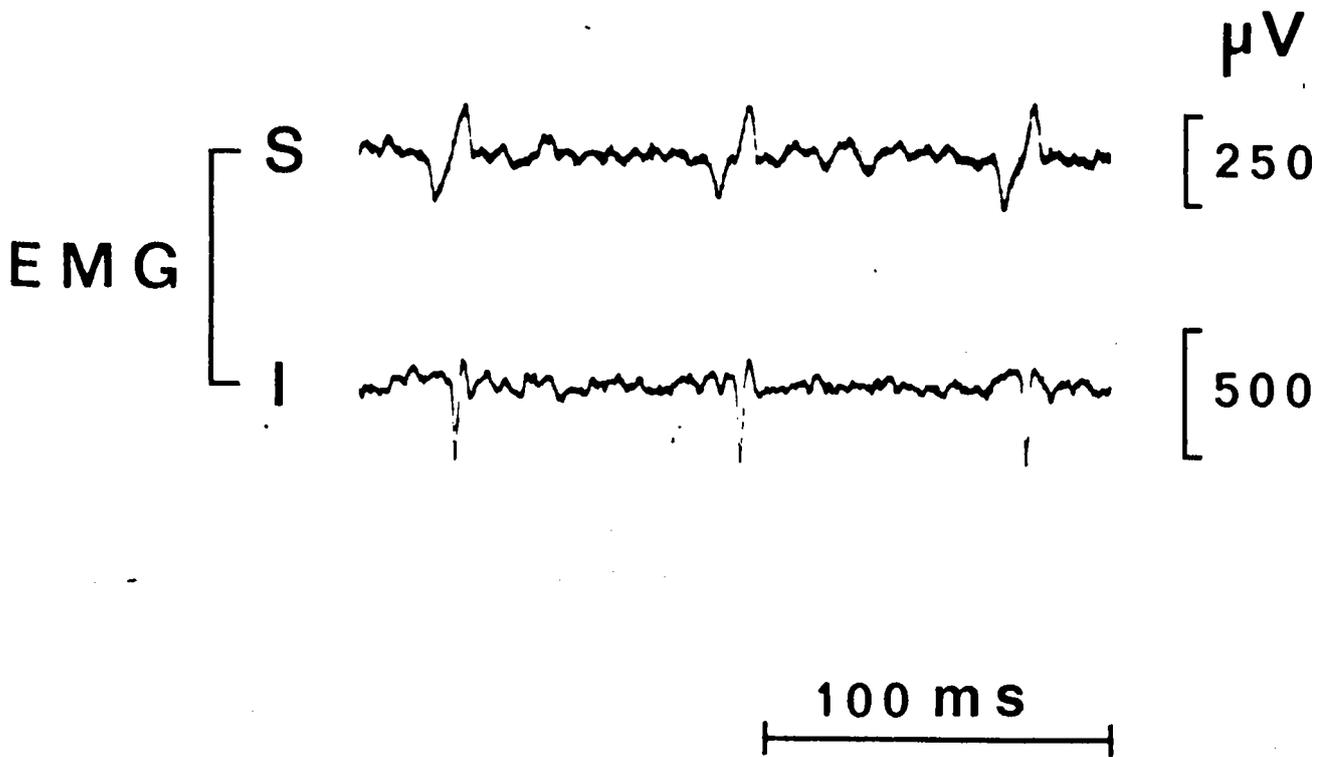


Fig. 18 Enregistrement d'une même U.M. en surface et à l'intérieur du muscle.

EMG - S : Electromyogramme de surface.
EMG - I : EMG intramusculaire.

face, d'autre part l'intégration de la somme algébrique de trois dérivations élémentaires, était susceptible de fournir des données sur le caractère ou non représentatif de l'EMG de surface par rapport à l'activité intramusculaire.

Cette étude a porté sur chacune des deux modalités de mouvement considérées.

1 - Relations caractéristiques de la contraction statique.

Dans l'ensemble des deux séries expérimentales réalisées, l'EMG intégré a été mesuré sur des périodes de 10 s. La valeur obtenue est ensuite rapportée à l'unité de temps: la seconde. L'unité de quantité intégrée est donc le pip-seconde (pip. s).

Au cours de la première série expérimentale, il a été montré que quel que soit le mode de dérivation utilisé, l'intégration de l'EMG de surface ou EMG global - (Q_G) d'une part et l'intégration de la somme des dérivations élémentaires (Q_E) d'autre part, augmentent de façon linéaire en fonction de la force musculaire, dans la gamme de force explorée (fig.19). Cette relation est par ailleurs indépendante de l'ordre dans lequel les différentes valeurs de la force sont maintenues (fig. 20).

La manière la plus simple de comparer ces deux relations consiste à examiner les diagrammes $Q_G = f(Q_E)$ pour chacun des sujets. Mis à part 7 cas (sur 50), vraisemblablement liés à la mauvaise fixation de l'un des fils, il s'agit de relations linéaires qui ne passent pas nécessairement par l'origine. Afin de pouvoir reporter la totalité des points expérimentaux correspondants aux différents examens, sur un même graphique, les activités intégrées ont été exprimées en pour cent de la valeur correspondante au maintien de 5 Kg, qui est le maximum de force maintenu dans l'ensemble des examens par les différents sujets. La figure 21 représente la relation obtenue lorsque les différentes activités sont enregistrées au moyen de dérivations bipolaires. La figure 22 représente celle obtenue lorsque les dérivations sont de type monopolaire. Il s'agit de relations peu dispersées

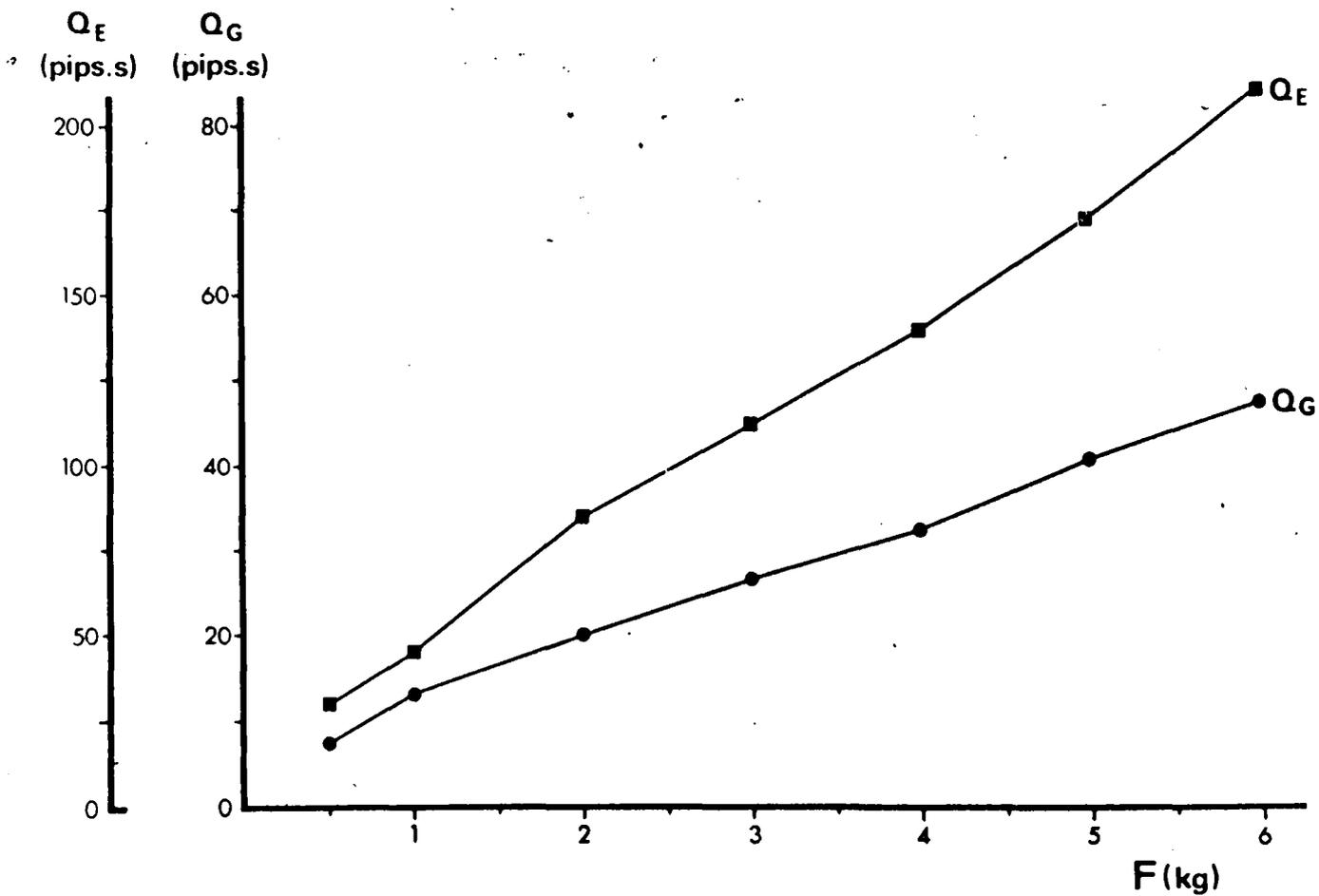


Fig. 19 Relation entre l'EMG intégré et la force au cours du travail statique.

Q_E : électromyogramme intégré (en pips. s).

Q_G : électromyogramme intégré (en pips. s).

F : force maintenue (en Kg).

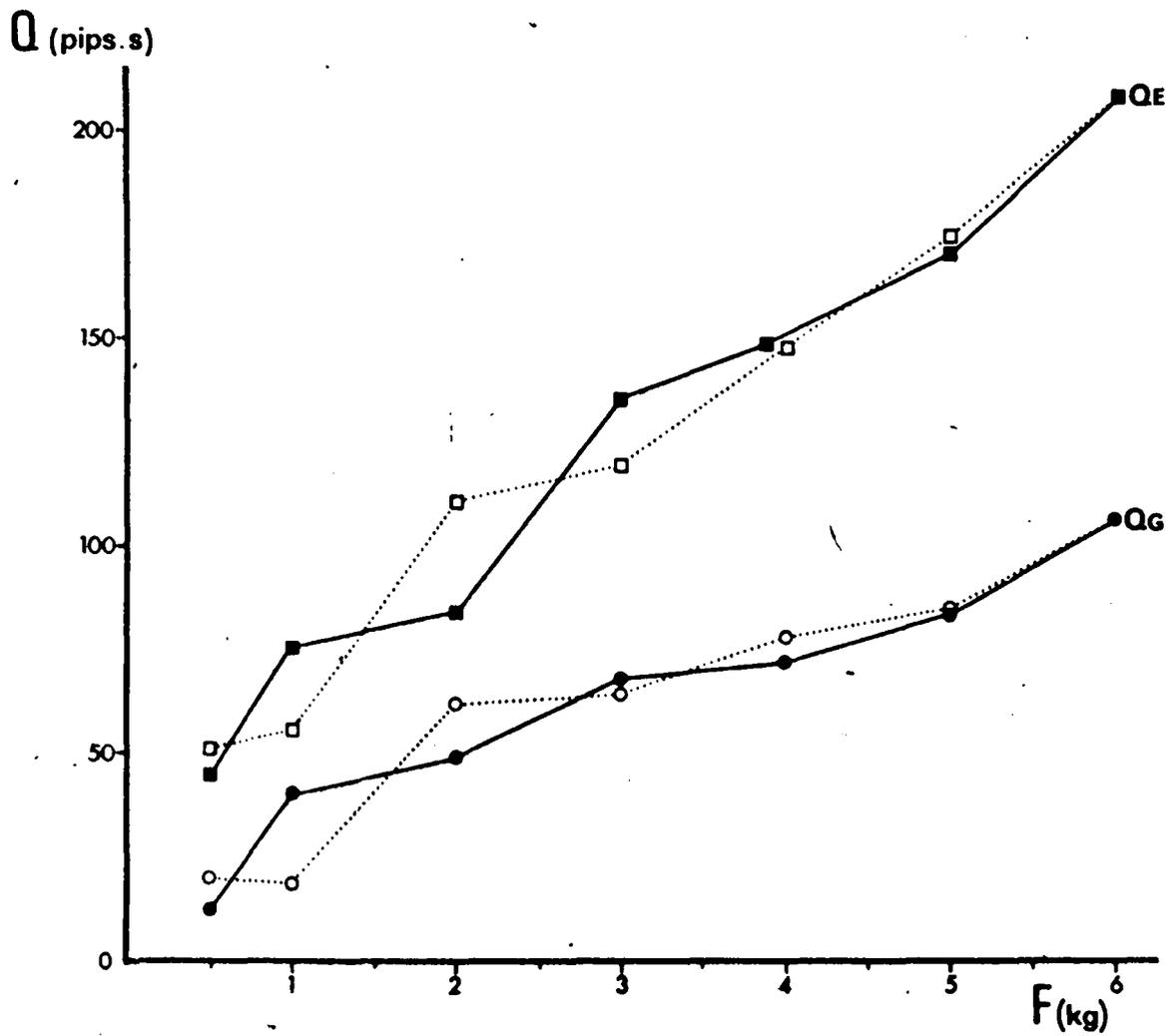


Fig. 20 Relations entre l'électromyogramme intégré et la force.

Les différentes valeurs de la force ont été maintenues dans l'ordre croissant (ligne continue) puis décroissant (en pointillés).

Q_G : EMG global intégré (en pips. s).

Q_E : EMG "élémentaire" intégré (en pips. s).

F^E : Force maintenue (en Kg).

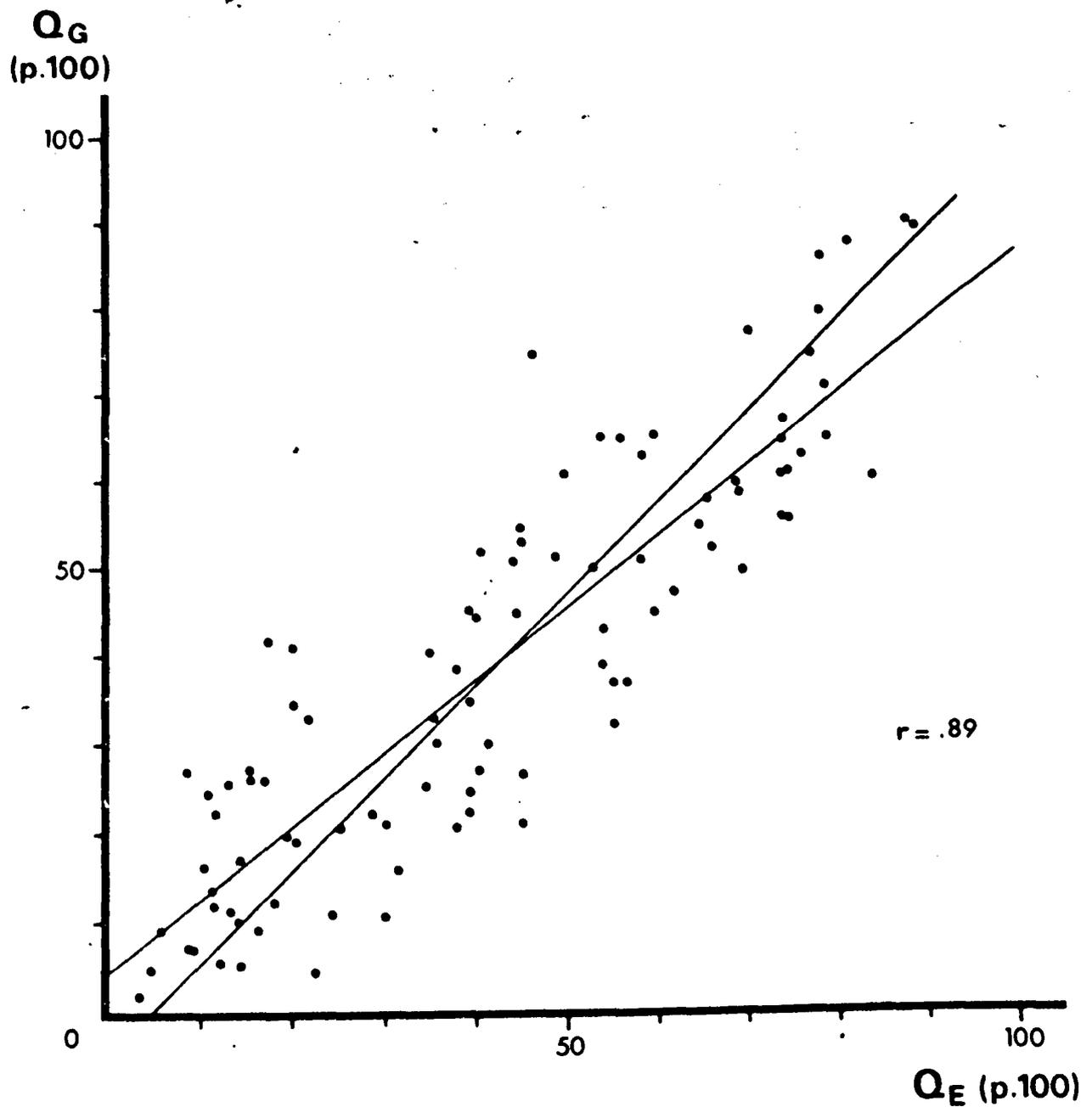


Fig. 21 Corrélation entre l'EMG de surface intégré et l'EMG "élémentaire intégré"

Le diagramme concerne les valeurs obtenues pour des forces de 1 à 5 kg. Lorsque le mode de dérivation bipolaire est utilisé.

Q_G : EMG global intégré.

Q_E : EMG "élémentaire" intégré.

Les deux droites de régression sont représentées.

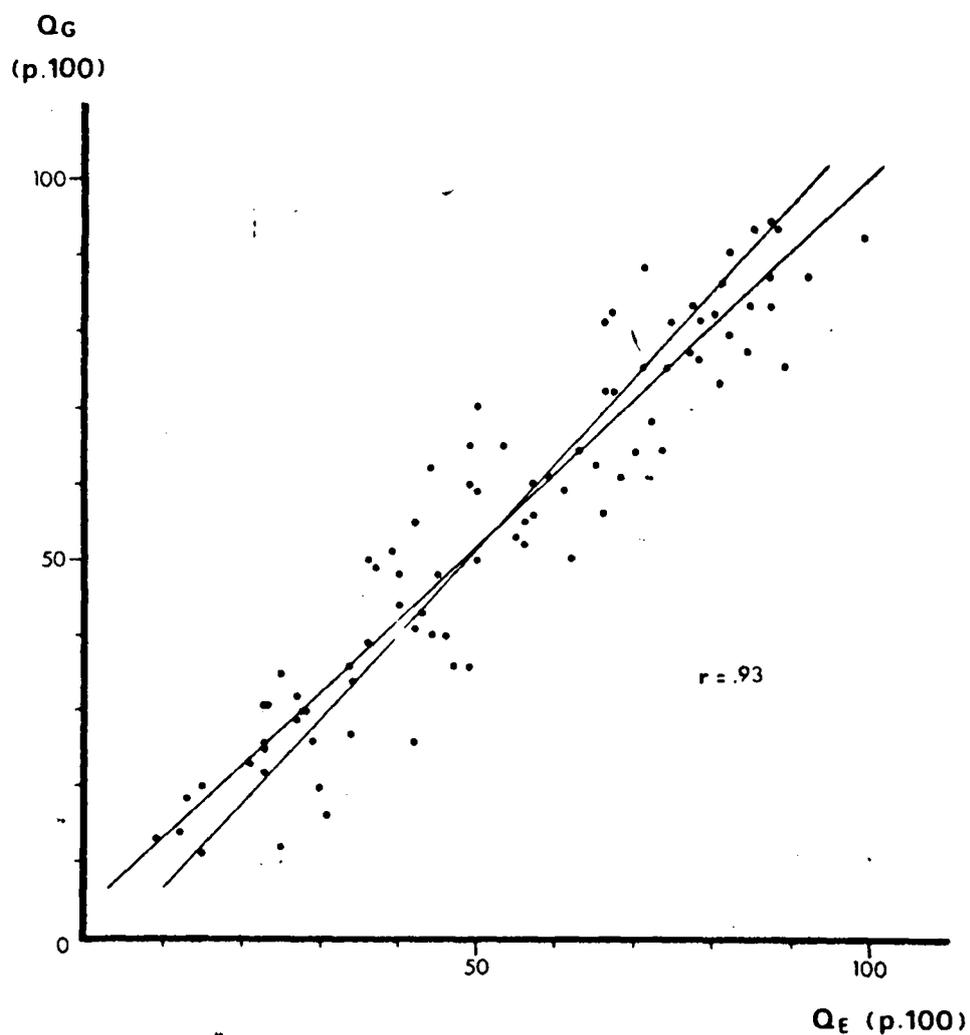


Fig. 22 Corrélation entre l'EMG de surface intégré et l'EMG "élémentaire" intégré .

Le diagramme concerne les valeurs obtenues pour des forces de 1 à 5 kg lorsque le mode de dérivation monopolaire est utilisé.

Q_G : EMG global intégré.

Q_E : EMG "élémentaire" intégré.

Les deux droites de régression sont représentées.

ainsi que l'en attestent les coefficients de corrélation (r de Bravais-Pearson) qui sont respectivement égaux à .89 et .93, et très significatifs au seuil de .01. Il est à souligner que la forme de cette relation entre Q_G et Q_E ne dépend pas de la localisation des électrodes. Elle semble également être indépendante de la présence éventuelle d'une activité de fond au niveau intramusculaire ou encore du mode de dérivation utilisé.

Au cours de la seconde série expérimentale, la gamme de forces explorée a été étendue jusqu'à la valeur de la force maximale volontaire que pouvaient maintenir les différents sujets.

Dans l'ensemble des cas, l'EMG étant intégré pendant un temps de 10 s, une relation non linéaire a été mise en évidence entre la force (F) maintenue et d'une part Q_G , d'autre part Q_E (fig. 23). Cette relation, calculée par une méthode des moindres carrés, est, en première approximation, de la forme $Q = aF^2 + bF + c$. C'est en effet pour cette fonction que les coefficients de corrélation sont les plus élevés ($.97 < r < .99$), comparativement aux autres fonctions testées (droite, exponentielle, puissance). Dans cette formule, le coefficient c ne dépend que du seuil d'intégration et peut être considéré comme négligeable. Les coefficients a et b , par contre, sont vraisemblablement sous la dépendance de nombreux facteurs et diffèrent plus ou moins, pour un même sujet, d'une expérience à une autre, même si l'EMG intégré est exprimé en pour cent du nombre de pips correspondant à une force donnée. Or ce mode d'expression de l'EMG intégré devrait semble-t-il, permettre de ne pas tenir compte des différences d'enregistrement du signal EMG (localisation des électrodes, impédance inter-électrodes, amplification). Il semble donc que ces coefficients a et b puissent dépendre entre autres pour un même sujet, de légères différences de posture d'un examen à un autre.

Les relations entre la force et d'une part Q_G , d'autre part Q_E , ont été comparées de la même manière que dans la série expérimentale précédente. Les relations entre Q_E et Q_G sont dans l'ensemble des 12 examens, des relations linéaires qui ne passent pas nécessairement par l'origine.

Afin de pouvoir reporter la totalité des points expérimentaux correspondants aux différents examens, sur un même graphique, les quantités

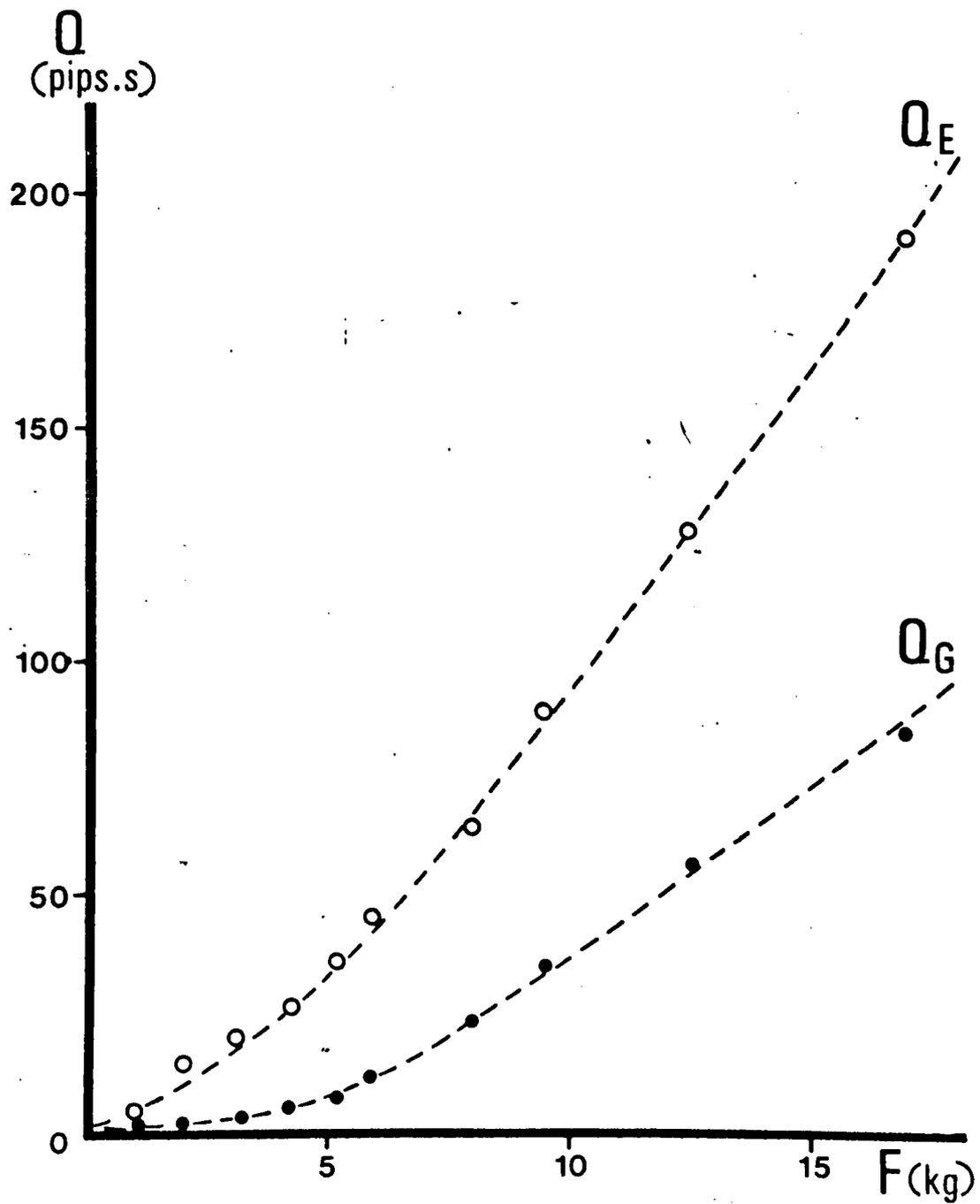


Fig. 23 Relations entre l'électromyogramme intégré et la force.

Q_G : EMG global intégré.
 Q_E : EMG "élémentaire" intégré.
 F^E : Force maintenue (en Kg).

intégrées ont été exprimées en pour cent de la valeur correspondante au maintien de 17 Kg qui est le maximum de force maintenu dans l'ensemble des examens de cette série expérimentale, par les différents sujets (fig.24). La relation obtenue est une relation linéaire, peu dispersée ($r = .94$, très significatif au seuil de .01), indépendante de la position des électrodes. Cette relation est donc très semblable à celle obtenue dans la série expérimentale précédente. Elle en constitue une généralisation à l'ensemble de la gamme de forces que peuvent exercer volontairement les sujets dans la posture qui leur a été imposée .

2 - Relations caractéristiques de la contraction dynamique.

Les activités myoélectriques intégrées globale (Q_G) et "élémentaire" (Q_E) ont été comptées à partir du début de l'activité myoélectrique jusqu'au maximum de vitesse angulaire (V) (fig. 17). Rappelons que la variation d'énergie cinétique, calculée pendant la même période, est, par définition, égale au travail mécanique.

Pour chaque sujet examiné, une relation linéaire (fig. 25) a été mise en évidence entre l'EMG global intégré (Q_G) et l'EMG élémentaire intégré résultant de la sommation des trois dérivation intramusculaires. Le coefficient de corrélation, toujours très significatif au seuil de .01 ($.75 \leq r \leq .98$) et la pente des droites de régression, varient d'un examen à un autre. La relation s'observe quelle que soient la vitesse et l'inertie opposée au mouvement. Elle est indépendante du type des dérivation utilisé.

La relation entre Q_G et Q_E implique une conséquence directe: l'ensemble des relations entre Q_G et les diverses variables mécaniques du mouvement, décrites par BOUISSET et GOUBEL (1968), doit se retrouver entre Q_E et les mêmes grandeurs. C'est ce qui a été vérifié, notamment avec le maximum d'accélération tangentielle du mouvement (fig.26) et le travail mécanique (fig. 27). Ainsi qu'on peut le constater, Q_E est en

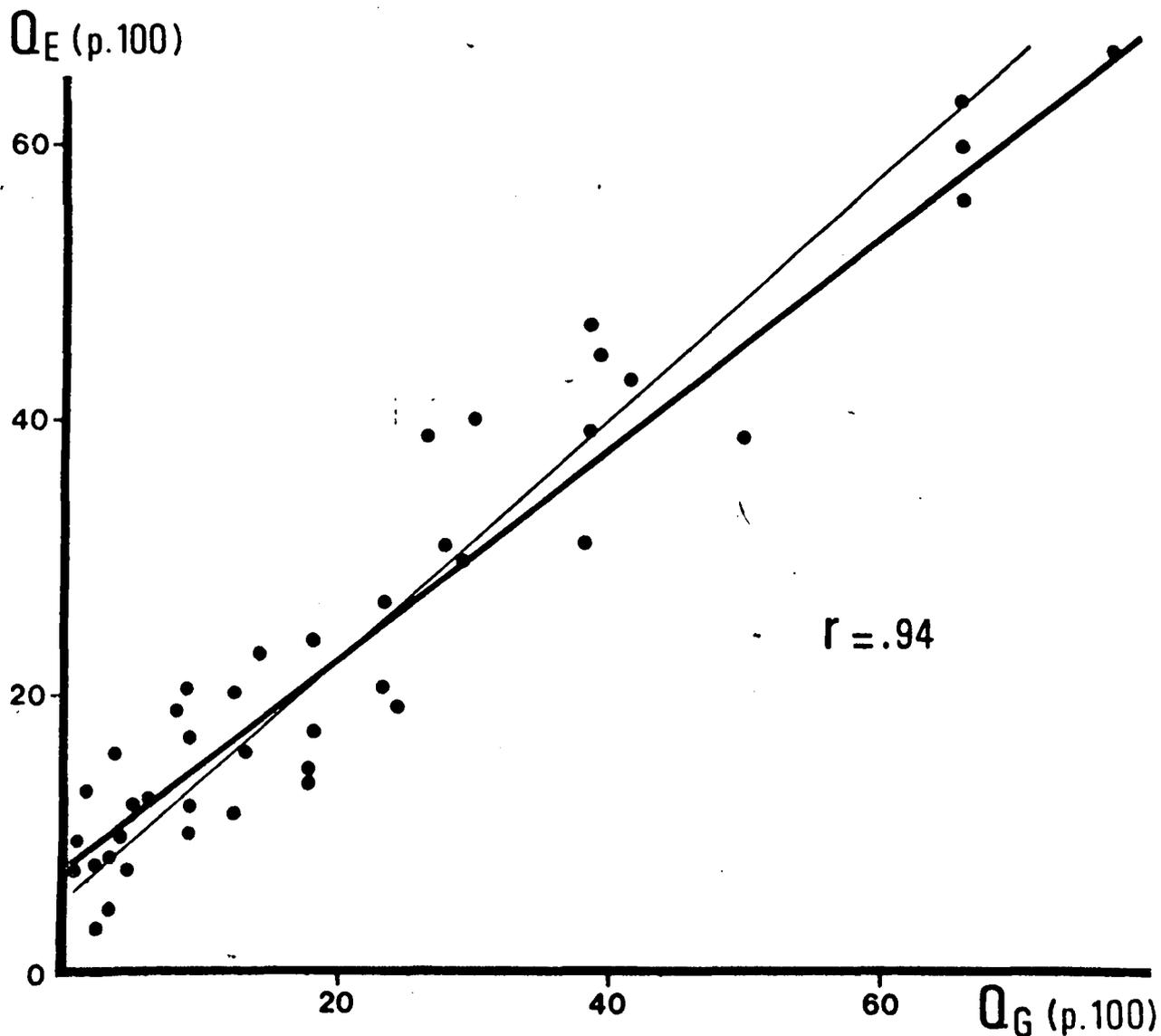


Fig. 24 Corrélation entre l'EMG "élémentaire" intégré et l'EMG de surface intégré au cours de la contraction statique.

Le diagramme concerne des valeurs obtenues pour des forces de 1 à 17 Kg.

Q_E : EMG "élémentaire" intégré.

Q_G : EMG global intégré.

Les deux droites de régression sont représentées. La plus épaisse correspond à la régression de Q_E en Q_G .

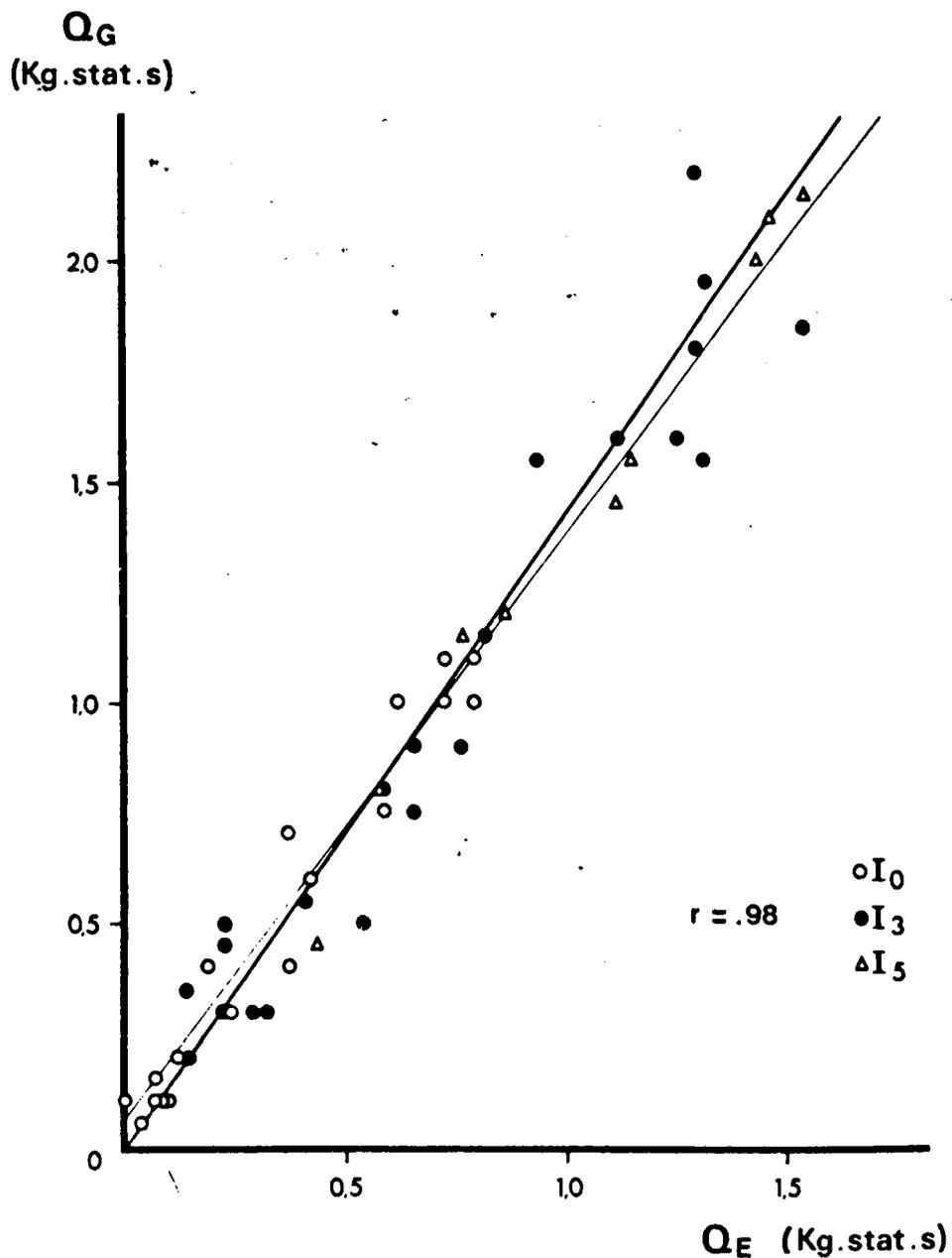


Fig. 25 Corrélation entre l'EMG global intégré et l'EMG "élémentaire" intégré au cours de la contraction dynamique.

Trois conditions d'inertie, I_0 , I_3 , I_5 sont considérés.
 Les deux droites de régression sont représentées; la plus fine correspond à la régression de Q_G en Q_E .
 Q_G : EMG global intégré.
 Q_E : EMG "élémentaire" intégré.

relation linéaire, d'une part avec l'accélération (Θ''), d'autre part avec le travail (W). Les coefficients de corrélation sont très significatifs ($.62 \leq r \leq .96$). La relation entre Q_E et W est indépendante de l'inertie opposée au mouvement.

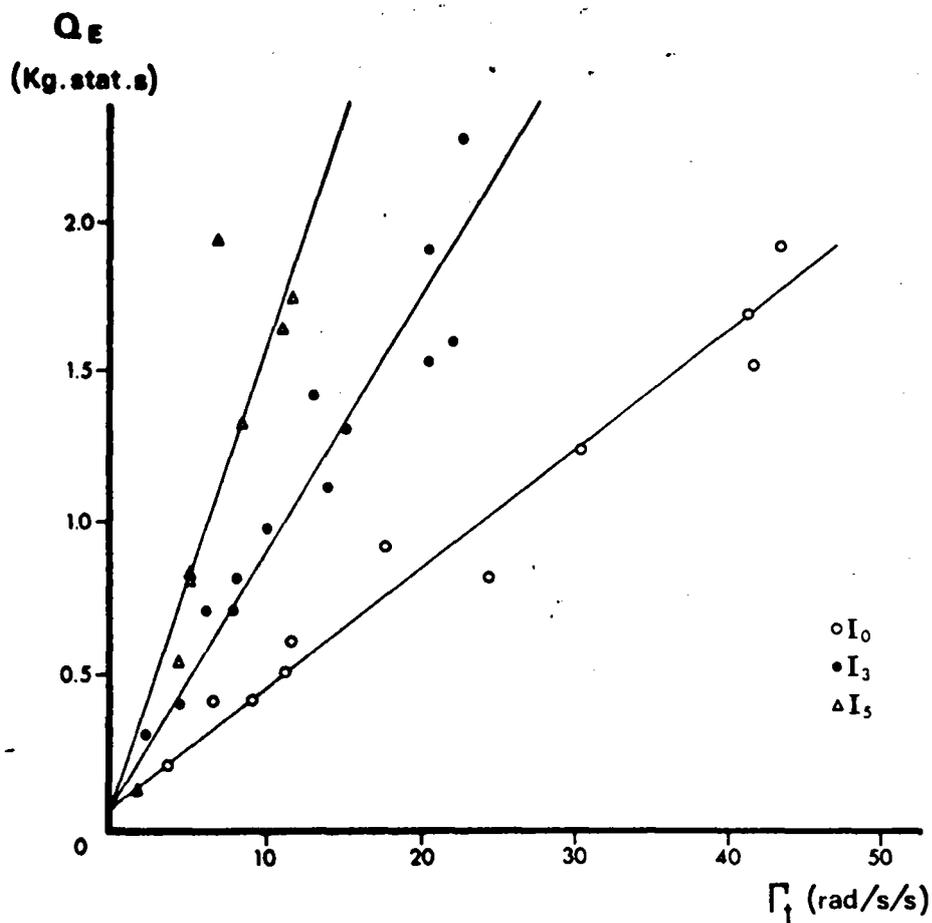


Fig. 26 Relation entre l'EMG "élémentaire" intégré et l'accélération tangentielle.

Trois conditions d'inertie, I_0 , I_3 , I_5 sont considérées.

Q_E : EMG "élémentaire" intégré, (en Kg. stat. s.)

Γ_t : Valeur maximale de l'accélération tangentielle atteinte au cours de chaque mouvement (en rad/s/s).

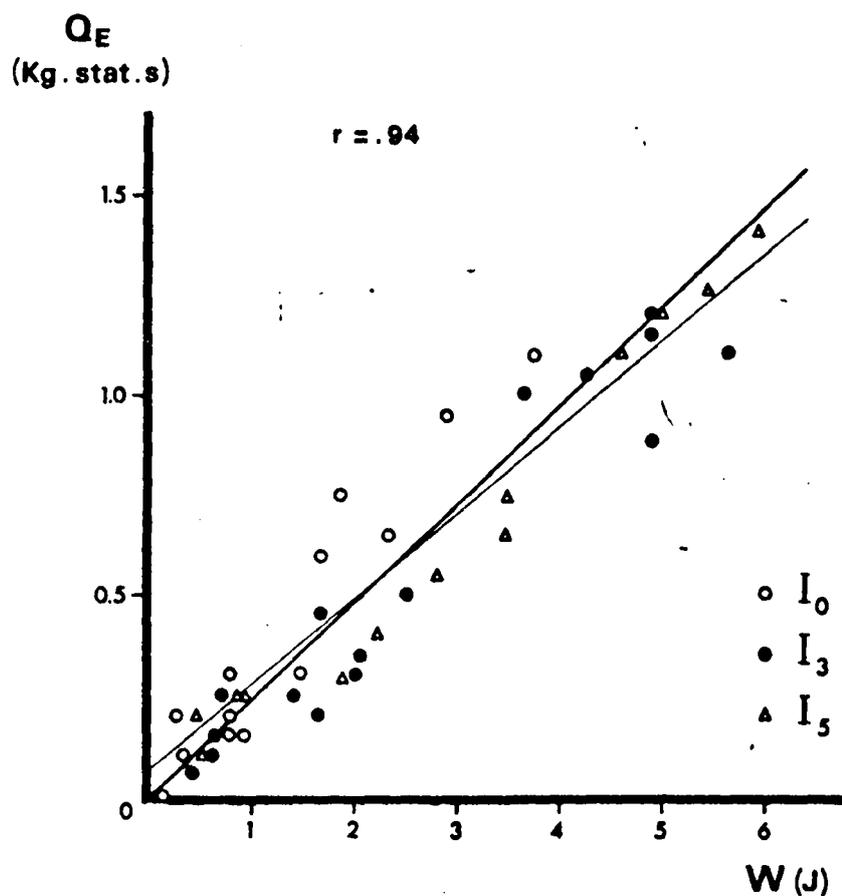


Fig. 27 Relation entre l'EMG "élémentaire" intégré et le travail.

Trois conditions d'inertie, I_0 , I_3 , I_5 , sont considérées. Les deux droites de régression sont représentées, la plus fine correspond à la régression de Q_E en W .

W : Travail, en joules.

Q_E : EMG "élémentaire" intégré.

D - DISCUSSION

I - NATURE DE L'EMG DE SURFACE

Dans chacune des deux modalités du mouvement qui ont été explorées, une comparaison morphologique de l'EMG de surface et des EMG élémentaires a été effectuée afin d'essayer d'expliciter la nature de l'EMG de surface.

Des résultats obtenus, nous retiendrons essentiellement les points suivants:

- Aucune correspondance morphologique précise ne peut généralement être mise en évidence entre l'EMG de surface et les différents EMG élémentaires, ou le résultat de leur sommation algébrique.

- Dans les rares cas où une même activité semble être détectée en surface et à l'intérieur du muscle, l'activité de surface est de durée plus grande et d'amplitude plus faible que l'activité intramusculaire. L'activité intramusculaire elle-même est de durée assez élevée et d'amplitude assez faible.

- Lorsque le mode de dérivation monopolaire est utilisé, les activités élémentaires se superposent à une activité de fond dont la morphologie rappelle celle de l'EMG de surface.

A partir de ces données, il semble possible de préciser, 1) les limites du champ de détection en électromyographie de surface, 2) l'importance relative des différents facteurs responsables de la forme du signal myoélectrique de surface.

1 - Limites du champ de détection en électromyographie de surface.

Aucune correspondance morphologique n'a été généralement trouvée entre l'EMG de surface et les différents EMG élémentaires. Il

convient en premier lieu de souligner que ce résultat n'a de signification réelle que lorsque le mode de dérivation monopolaire est utilisé. En effet, lorsque les différentes activités myoélectriques sont enregistrées au moyen de dérivations bipolaires, les EMG obtenus, représentent les différences entre les activités détectées par chacune des électrodes. La nature du signal recueilli est alors mal définie, et il est en particulier impossible de déterminer chacune de ces activités. De ce fait, le résultat obtenu ici, ne pouvait être considéré comme acquis à partir des travaux de DIRKEN et SIEMELINK (1942) et PERSON (1963) dans lesquels seul le mode de dérivation bipolaire était utilisé.

L'absence de concordance morphologique entre EMG de surface et EMG élémentaires semble impliquer que le champ de détection de surface est limité aux fibres proches de l'électrode de détection. En aucun cas, il ne saurait donc intéresser l'activité de muscles plus ou moins éloignés, dans la mesure où le volume du muscle considéré est assez important, comme c'est le cas pour le biceps brachii.

Toutefois, il semble probable que le champ de détection soit plus important que celui qui pourrait être estimé à partir des données actuelles sur la propagation des variations de potentiels à l'intérieur du muscle, et notamment à partir des données de BUCHTHAL et coll. (1957) et de ROSENFALCK (1969). En effet, si l'activité de surface résulte, ainsi que nous l'avons vu précédemment, de la sommation algébrique des activités élémentaires, lesquelles sont déformées au cours de leur propagation, d'autres facteurs sont susceptibles d'influer également sur la nature et la forme du signal recueilli.

- Une surface de détection "moyenne" les potentiels qui l'affectent, et ceci d'autant plus qu'elle se trouve près des fibres actives (HAKÅNSON, 1957; BUCHTHAL et coll., 1957; EKSTEDT, 1964). Il en résulte que l'amplitude des variations de potentiels détectés est plus faible et leur durée plus grande.

- Plus la surface de détection est importante, plus la pente de la relation, entre l'amplitude des "potentiels" et la distance du point de recueil à la source, est faible (ROSENFALCK, 1969; EKSTEDT, 1973), ce qui a pour effet d'augmenter la probabilité d'interférence entre les activités unitaires. Il est également à remarquer que ce facteur est accentué par le fait que plus la surface de détection est importante, plus la probabilité est grande pour qu'il y ait plus de fibres situées dans la zone de détection.

- Lorsque le signal est recueilli au moyen d'électrodes fixées sur la peau, il semble qu'il faille tenir compte des déformations qu'entraînent le fascia musculaire et la peau qui viennent limiter le volume conducteur, et qui joueraient en particulier le rôle d'un filtre passe bas (SATO et TSURUMA, 1967).

Dans les rares cas où une concordance temporelle existe entre une activité élémentaire et une variation de potentiel détectée en surface du muscle, il apparaît que l'activité intramusculaire est de durée assez importante et d'amplitude faible. Cette activité correspond alors très probablement à une U.M. dont les fibres sont situées assez loin de l'électrode intramusculaire et assez près de l'électrode de surface pour être détectée par celle-ci. Détecté en surface, ce potentiel se trouve être d'amplitude encore plus faible et de durée plus importante, en raison des différentes distorsions possibles du signal, évoquées ci-dessus.

2 - Importance relative des facteurs responsables de la forme du signal de surface.

Lorsque le mode de dérivation monopolaire est utilisé, les enregistrements intramusculaires se caractérisent par une activité de fond sur laquelle se superposent les variations de potentiels élémentaires. L'utilisation de ce mode de dérivation implique en effet que l'enregistrement est le reflet de l'activité électrique d'unités motrices ou de fibres plus ou

moins lointaines qui se somment au point et à l'instant considéré. Il en résulte que la somme des activités électriques lointaines se traduit sur les tracés intramusculaires par les oscillations plus ou moins amples de la ligne de base, dont la morphologie est voisine d'un tracé de surface.

Il est alors possible que ces activités lointaines correspondent dans certains cas, en majeure partie, à celles qui sont au contraire proches des électrodes de surface ce qui pourrait expliquer la similitude plus ou moins prononcée de cette activité de fond et de l'EMG de surface.

Toutefois, une seconde explication ne saurait, a priori, être écartée: dans de telles conditions de détection, il n'est jamais possible d'affirmer que l'électrode de référence est totalement "indifférente". L'activité détectée par cette électrode modifierait alors, comme il est connu, la valeur du potentiel de référence, et donc celle de l'activité de base enregistrée, et ceci d'une manière commune aux dérivations de surface et aux dérivations intramusculaires.

Dans l'hypothèse où cette seconde explication interviendrait de façon négligeable dans la nature des phénomènes détectés, ce qui semble vraisemblable étant donné la position choisie pour l'électrode de référence, cette observation a pour conséquence directe qu'un même EMG peut être détecté à l'aide d'une électrode de surface et d'une électrode intramusculaire, pour autant que la surface de cette dernière soit assez importante. Le facteur essentiel dans la morphologie de l'EMG détecté sur la peau semble alors être le facteur "surface de détection" plutôt qu'un éventuel facteur "intégrateur" joué par la peau et le fascia musculaire.

II - REPRESENTATIVITE DE L'EMG DE SURFACE

Dans chacune des deux modalités du mouvement qui ont été explorées, une comparaison quantitative de l'EMG de surface et de l'EMG intramusculaire résultant de la sommation algébrique des activités élémentaires détectées en trois points du muscle a été effectuée afin d'essayer de déterminer si l'EMG de surface était représentatif de l'activité de l'ensemble du muscle sous-jacent à ou aux électrodes (s) de détection

Les résultats obtenus montrent que, dans les conditions limitées de l'expérience, il existe 1) des relations entre les activités myoélectriques intégrées et les variables mécaniques caractéristiques du mouvement, 2) une relation linéaire entre l'activité myoélectrique de surface intégrée et l'activité myoélectrique élémentaire intégrée.

Dans le cas de la contraction dynamique les relations obtenues entre les activités myoélectriques globales (Q_G) et élémentaires (Q_E) intégrées, et soit l'accélération tangentielle du mouvement, soit le travail mécanique, confirment la consistance des relations qui ressortait de l'analyse de la littérature et était particulièrement illustrée par la thèse de GOUBEL (1974).

Dans le cas de la contraction statique, les données de la littérature, d'origine il est vrai plus diverse, semblaient plus contradictoires. Pour certains auteurs, la relation entre activité myoélectrique globale intégrée et force était linéaire, pour d'autres elle était quadratique ou même discontinue à savoir linéaire puis exponentielle. Dans le cas du biceps brachii, les résultats présentés ici montrent que lorsque l'on considère l'ensemble de la gamme de force que peuvent exercer les sujets dans des conditions posturales bien déterminées, la relation entre EMG intégré et force est quadratique. Ces résultats montrent également qu'une des causes de divergence des données de la littérature réside dans le fait que cette relation peut toujours être considérée comme linéaire pour une gamme de valeurs restreinte de la force.

Si l'on tient compte de ce que de nombreux autres facteurs sont susceptibles d'influer sur l'allure de cette relation (MATON, 1973), la reproductibilité et la faible dispersion des relations ici obtenues, de même que leur concordance avec les données de nombreux autres auteurs, (BOTTOMLEY, 1965; GAGNARD et coll., 1965; VREDENBREGT et KOSTER 1966; ZUNIGA et SIMONS, 1969; PERTUZON, 1972) impliquent que la relation quadratique entre EMG intégré et force peut également être considérée comme consistante.

L'activité élémentaire, obtenue par sommation de deux ou trois dérivations, constitue un échantillonnage de l'activité élémentaire de l'en-

semble du muscle. Cette affirmation se trouve justifiée du fait des dispositions expérimentales adoptées, à savoir : a) les électrodes -fils sont de sélectivité moyenne, ce qui a pour effet que le champ de détection d'une électrode n'est pas limitée au voisinage du pôle de détection mais intéresse une dizaine d'U. M. environ ; b) pour un même examen, les électrodes se trouvent distantes de 1 à 8 cm, et la profondeur atteinte par la pointe varie de 1 à 4 cm selon le cas. Des activités électriques plus ou moins éloignées les unes des autres sont ainsi prises en considération; c) d'un examen à un autre, la localisation des électrodes diffère, ce qui étant donné le nombre d'examen effectués, exclut pratiquement la possibilité d'avoir négligé telle ou telle partie du muscle; d) la technique de sommation algébrique des activités intramusculaires favorise, dans chaque cas, la considération d'un échantillon plus important de celles-ci.

Ainsi se trouvent réunies les conditions favorables à l'obtention d'un échantillonnage, vraisemblablement représentatif, de l'ensemble des fibres musculaires impliquées dans le type d'activité considéré. La consistance des relations entre Q_E et les variables mécaniques caractéristiques du mouvement, peut être interprétée comme la preuve que Q_E constitue effectivement un échantillon représentatif.

L'activité de surface, en ce qui la concerne, semble pouvoir être tenue pour représentative de l'ensemble du champ électrique de surface. En effet, un raisonnement analogue à celui concernant l'activité élémentaire pourrait être développé, compte tenu : a) de la surface relativement importante des électrodes utilisées ; b) en dérivation bipolaire, de la distance inter électrodes, en accord avec PERSON (1963) c) de la localisation différente des électrodes d'un examen à un autre. La consistance des relations entre Q_G et les variables mécaniques caractéristiques du mouvement constitue un argument en faveur de la représentativité de l'échantillon recueilli. En outre, les données actuelles sur la propagation des variations de potentiels à l'intérieur du muscle, ainsi que la comparaison morphologique des EMG de surface et des EMG élémentaires effectuée dans ce travail, semblent limiter le champ de détection de surface aux fibres proches des électrodes. L'emploi notamment d'une déri-

vation de type bipolaire serait de nature à restreindre encore ce champ de détection (PERSON, 1963).

La relation entre Q_E et Q_G signifierait donc que l'activité des fibres proches de la surface est représentative de l'activité de l'ensemble des fibres impliquées dans l'activité considérée.

Deux ordres de remarques peuvent être formulées à propos de ce résultat.

En premier lieu, il convient de souligner que ce résultat est valable aussi bien dans le cas de contraction isométrique qu'anisométrique. Il faut remarquer toutefois que l'homologie des résultats n'implique aucune hypothèse sur une éventuelle identité des U. M. mises en jeu dans les deux cas. Au contraire, les travaux de BOURGUIGNON (1956) et de TOKIZANE et SHIMAZU (1964) seraient de nature à suggérer qu'il y ait, une mise en jeu préférentielle d'U. M. phasiques ou toniques, selon le cas. On se doit, en outre, de souligner le fait que dans les deux types de contractions, la relation linéaire entre Q_E et Q_G s'observe en dépit du faible volume conducteur de muscle considéré dans chaque expérience. Il semblerait donc vraisemblable que, dans un cas comme dans l'autre, la dispersion des U. M. concernées soit telle que leur activité puisse être détectée dans les différentes régions du muscle, même pour des contractions de faible intensité. Une telle hypothèse est parfaitement compatible avec les données de KRNJEVIC et MILEDI (1958), COERS et WOOLF (1959), EDSTROM et KUGELBERG (1968).

En deuxième lieu, on peut se demander le caractère de généralité que présente l'existence d'une relation linéaire entre Q_E et Q_G . Il n'est pas exclu que la linéarité de la relation entre Q_E et Q_G pourrait ne plus être vérifiée dès lors que seraient recrutés l'ensemble des U. M. situées dans les champs de détection élémentaire. En d'autres termes, la linéarité dépend, selon toute vraisemblance, du caractère plus ou moins représentatif de l'échantillonnage de l'activité intramusculaire, c'est-à-dire, en particulier de la moins ou plus grande sélectivité des électrodes-

films utilisées et, éventuellement, du nombre de dérivations intramusculaires.

Il convient toutefois de remarquer que l'existence d'une relation monotone entre Q_E et Q_G suffirait pour pouvoir formuler l'interprétation énoncée précédemment, à savoir la représentativité de l'activité de surface. Néanmoins, la linéarité de la relation ajoute à la notion de représentativité, celle de proportionnalité directe qui exprime que toute mesure de Q_G est, à un coefficient près, une mesure de Q_E .

E - CONCLUSIONS

De l'ensemble de cette étude, il semble que l'on puisse tirer les conclusions suivantes:

- L'activité myoélectrique de surface correspond à une activité globale résultante de la sommation algébrique de potentiels d'U. M. ou de fibres uniques dont la source est assez proche des électrodes de détection. La zone de détection de ces électrodes semble pouvoir être supérieure au "territoire" des U. M. déterminé par BUCHTHAL et pourrait donc comprendre plus de 10 à 25 U. M. Par contre, il semble exclu que cette activité puisse correspondre à celle d'U. M. ou de fibres de muscle(s) voisin(s), sauf dans le cas où l'une des électrodes serait située très près d'un de ce(s) muscles(s).

- Lorsque le mode de dérivation monopolaire est employé, le signal représente les variations de potentiels vraies affectant l'électrode active et dues à l'activité des U. M. ou des fibres proches. Toutefois, il convient de s'assurer que l'électrode de référence est réellement indifférente.

- Lorsque le mode de dérivation bipolaire est employé le signal est mal défini, mais l'activité détectée semble ne devoir refléter également que l'activité du seul muscle sous-jacent aux électrodes, les influences électriques lointaines s'éliminent alors en grande partie, par différence.

- Quel que soit le mode de dérivation utilisé, l'activité myo-électrique de surface, quantifié par intégration, est représentative de l'ensemble de l'activité du muscle sous-jacent aux électrodes de détection.

- L'activité électrique résultante de la sommation des activités myoélectriques détectées au moyen de trois électrodes-fils de sélectivité moyenne est représentative de l'ensemble de l'activité du muscle. Nous utiliserons par la suite cette propriété afin d'étudier l'organisation de l'activité d'échantillons d'U. M. représentatifs de l'ensemble du muscle.



- CHAPITRE III -

ETUDE DE LA SYNERGIE MUSCULAIRE



- CHAPITRE III -

ETUDE DE LA SYNERGIE MUSCULAIRE

	Pages
A - <u>INTRODUCTION</u>	64
I - ANALYSE DE LA LITTERATURE	65
1 - La synergie entre les muscles agonistes.	
2 - Le groupe des antagonistes	
3 - Les muscles synergistes autres que les agonistes et antagonistes.	
II - PROBLEMES POSES	71
- B - <u>LA SYNERGIE MISE EN JEU DANS LE TRAVAIL STATIQUE</u>	
I - TECHNIQUES ET PROTOCOLE	73
1 - Techniques	
2 - Protocole	
II - RESULTATS	74
III - DISCUSSION	76
C - <u>LA SYNERGIE MISE EN JEU DANS LE TRAVAIL DYNAMIQUE</u>	
I - TECHNIQUES ET PROTOCOLES	80
1 - Techniques	
2 - Protocole	
II - RESULTATS	81
1 - Les séquences d'action des différents muscles	
2 - Les niveaux d'excitation des différents muscles	
III - DISCUSSION	84
D - <u>CONCLUSIONS</u>	88

A - INTRODUCTION

L'exécution d'un acte moteur naturel implique la mise en jeu d'une synergie musculaire qui se traduit par une coordination étroite entre les activités des différents muscles participant au mouvement.

C'est à DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) que nous devons les premières descriptions précises de certaines associations motrices qui sous-tendent l'exécution de nos mouvements. Par stimulation des différents muscles, il put en effet établir une classification des fonctions de chacun en rapport avec la réalisation de mouvements naturels simples. Il soulignait alors le caractère impératif de ces "associations musculaires instinctives", tout en insistant sur le fait que la technique utilisée était "insuffisante pour éclairer la physiologie du mouvement volontaire".

De nombreuses observations, auxquelles il faut essentiellement attacher les noms de HERING (1898), de FOERSTER (1902), et de BEEVOR (1904, 1909), vinrent ensuite préciser les données de DUCHENNE DE BOULOGNE.

Toutefois, ce n'est qu'avec les premiers enregistrements électromyographiques, réalisés dans ce domaine par WACHHOLDER (1923), WACHHOLDER et ALTENBURGER (1925, 1926), qu'une analyse des synergies musculaires, plus exacte que celles réalisées précédemment par palpation ou par myographie, est effectuée.

Depuis lors, le développement rapide des techniques d'enregistrement, a permis la réalisation de nombreux travaux. Plutôt que de nous livrer à une énumération fastidieuse et forcément incomplète de ceux-ci, nous essaierons d'en analyser les principaux résultats concernant la synergie mise en jeu dans la flexion du coude.

Au préalable, le choix d'une terminologie précise s'impose, pour définir les différentes catégories fonctionnelles de muscles. En effet, si

différentes classifications en ont été proposées, notamment par WINSLOW (1732), BEEVOR (1904), WACHHOLDER (1925), WELLS (1950), WRIGHT, (1952), BASMAJIAN (1962), GELFAND et coll. (1971), un même terme est souvent utilisé pour qualifier différentes catégories de muscles. Nous utiliserons ici la classification de WRIGHT, que nous modifierons sur un point. C'est ainsi que l'on distinguera:

- Les muscles agonistes, dont l'activité provoque le mouvement.
- Les muscles antagonistes, qui s'opposent au mouvement et dont la mise en jeu participe donc à la limitation de celui-ci.
- Les muscles facilitateurs, dont l'action renforce le mouvement sans pour autant le provoquer. Un des exemples les plus connus en est certainement l'activité des extenseurs de la main qui accompagne et facilite l'action des fléchisseurs des doigts, et celle du triceps qui intervient dans la fixation du coude, lorsque la fermeture du poing est très énergique. Nous préfererons donc ce terme de facilitateur à celui de synergiste, employé par WRIGHT. Le terme de synergiste nous semble plus approprié, ne serait ce que de par son ethymologie, à qualifier l'un quelconque des groupes musculaires impliqué dans le mouvement.
- Les muscles posturaux qui assurent l'équilibre du corps avant et pendant le mouvement.

I - ANALYSE DE LA LITTERATURE

Des travaux concernant la synergie mise en jeu dans la flexion du coude, les différentes données suivantes semblent pouvoir être dégagées:

1 - La synergie entre les muscles agonistes

Le groupe des agonistes (fig. 28) est constituée essentiellement par le biceps brachial, le brachial antérieur et le brachioradial ou

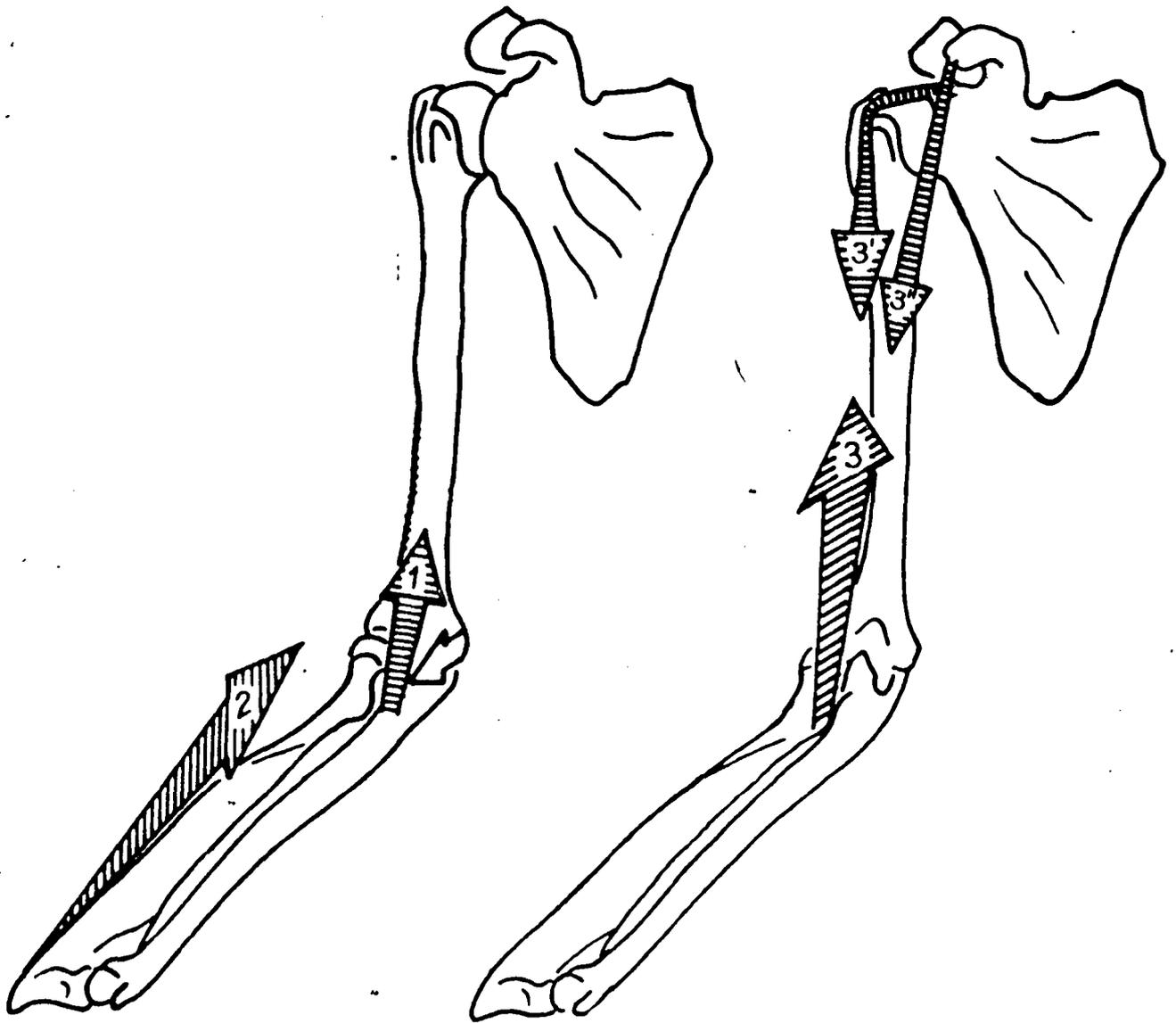


Fig. 28 Disposition des principaux muscles fléchisseurs du coude.

- 1 - Brachial antérieur
 - 2 - Brachioradial.
 - 3 - Biceps. 3' Longue portion. 3'' Courte portion.
- (D'après KAPANDJII, 1963).

"long supinateur". Le rond pronateur et le premier radial jouent le rôle de fléchisseurs accessoires.

- Le biceps brachial comprend deux chefs musculaires: l'insertion inférieure, commune aux deux chefs est concentrée sur la tubérosité bicipitale du radius. Les deux chefs musculaires ont une insertion supérieure différente. La longue portion s'attache sur le tubercule sus-glenoïdien après avoir traversé l'articulation de l'épaule. La courte portion s'attache également sur l'omoplate, mais sur le bec de l'apophyse coracoïde. De par son insertion inférieure, le biceps est donc également supinateur. Ses insertions supérieures impliquent qu'il est aussi coacteur de l'épaule.

- Le brachial antérieur s'étend de l'apophyse coronoïde du cubitus à la face antérieure de l'humérus. Il est exclusivement fléchisseur du coude.

- Le brachioradial ou long supinateur est étendu de l'apophyse styloïde du radius au bord externe de l'humérus. Le rôle de ce muscle a été discuté par de nombreux auteurs. Pour DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) il est à la fois fléchisseur du coude et pronateur. Pour ROUVIERE (1948) et PATURET (1951) il est fléchisseur et supinateur. Pour BASMAJIAN et LATIF (1957) et BASMAJIAN (1962, 1967), ce muscle n'est pronateur ou supinateur que lorsqu'une résistance est opposée à ces mouvements. Pour ORTS LORCA (1944), HOEPKE (1949), BRAUS (1954), DE SOUSA et coll. (1961), il serait uniquement fléchisseur du coude.

- Le premier radial s'étend du bord externe de l'humérus au deuxième métacarpien. Il est considéré comme un fléchisseur très accessoire du coude (KAPANDJI, 1963), sa fonction essentielle étant l'extension et l'abduction du poignet.

- Le rond pronateur comprend deux chefs musculaires. L'insertion inférieure, commune aux deux chefs se situe sur la partie moyenne

de la face externe du radius. Le chef épitrochléen, volumineux et superficiel, s'insère principalement sur l'épitrochlée et le bord interne de l'humérus. Le chef coronoidien, grêle, s'attache à l'apophyse coronoidé. La fonction essentielle de ce muscle consiste donc en la pronation. Il est également considéré comme un fléchisseur accessoire du coude (KAPANDJI, 1963), et ne serait actif que lorsqu'une résistance est offerte au mouvement (BASMAJIAN et TRAVILL, 1961).

Mis à part le brachial antérieur, qui peut être considéré comme "le fléchisseur du coude par excellence" (MAC GREGOR, 1950), les différents muscles agonistes de la flexion présentent donc plusieurs fonctions.

Les innervations de ces différents muscles sont également différentes (ROUVIERE, 1948; IP et CHANG, 1968) : le nerf musculo-cutané innerve à la fois le biceps brachial et le brachial antérieur. Le nerf radial innerve le brachial antérieur, le long supinateur, le premier radial. Le nerf médian innerve le rond pronateur et occasionnellement le brachial antérieur (GOSS, 1965).

Ces différentes considérations anatomiques ont amené MAC CONAILL (1946, 1949) et MAC CONAILL et BASMAJIAN (1969) à proposer une dichotomie fonctionnelle des fléchisseurs du coude en "spurt" et "shunt" muscles. Les "shunt" muscles représentés essentiellement ici par le long supinateur, agiraient pendant un mouvement rapide, selon le grand axe de l'os mobile, pour provoquer la force centripète. Les "spurt" muscles provoqueraient pour leur part l'accélération le long de la courbe de mouvement. Selon BASMAJIAN et LATIF (1957), BASMAJIAN (1959, 1962, 1967), le long supinateur, inactif pendant la flexion lente du coude, deviendrait en effet très actif pendant une flexion rapide. Cette théorie a cependant été mise en doute sur des bases biomécaniques par BOCK (1968), puis contestée par STERN (1971) dont le travail semble montrer que le brachioradial n'est pas plus apte qu'un autre muscle à développer des "shunt forces".

"long supinateur". Le rond pronateur et le premier radial jouent le rôle de fléchisseurs accessoires.

- Le biceps brachial comprend deux chefs musculaires: l'insertion inférieure, commune aux deux chefs est concentrée sur la tubérosité bicipitale du radius. Les deux chefs musculaires ont une insertion supérieure différente. La longue portion s'attache sur le tubercule sus-glenoïdien après avoir traversé l'articulation de l'épaule. La courte portion s'attache également sur l'omoplate, mais sur le bec de l'apophyse coracoïde. De par son insertion inférieure, le biceps est donc également supinateur. Ses insertions supérieures impliquent qu'il est aussi coacteur de l'épaule.

- Le brachial antérieur s'étend de l'apophyse coronoïde du cubitus à la face antérieure de l'humérus. Il est exclusivement fléchisseur du coude.

- Le brachioradial ou long supinateur est étendu de l'apophyse styloïde du radius au bord externe de l'humérus. Le rôle de ce muscle a été discuté par de nombreux auteurs. Pour DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) il est à la fois fléchisseur du coude et pronateur. Pour ROUVIERE (1948) et PATURET (1951) il est fléchisseur et supinateur. Pour BASMAJIAN et LATIF (1957) et BASMAJIAN (1962, 1967), ce muscle n'est pronateur ou supinateur que lorsqu'une résistance est opposée à ces mouvements. Pour ORTS LORCA (1944), HOEPKE (1949), BRAUS (1954), DE SOUSA et coll. (1961), il serait uniquement fléchisseur du coude.

- Le premier radial s'étend du bord externe de l'humérus au deuxième métacarpien. Il est considéré comme un fléchisseur très accessoire du coude (KAPANDJI, 1963), sa fonction essentielle étant l'extension et l'abduction du poignet.

- Le rond pronateur comprend deux chefs musculaires. L'insertion inférieure, commune aux deux chefs se situe sur la partie moyenne

de la face externe du radius. Le chef épitrochléen, volumineux et superficiel, s'insère principalement sur l'épitrochlée et le bord interne de l'humérus. Le chef coronoidien, grêle, s'attache à l'apophyse coronoidé. La fonction essentielle de ce muscle consiste donc en la pronation. Il est également considéré comme un fléchisseur accessoire du coude (KAPANDJI, 1963), et ne serait actif que lorsqu'une résistance est offerte au mouvement (BASMAJIAN et TRAVILL, 1961).

Mis à part le brachial antérieur, qui peut être considéré comme "le fléchisseur du coude par excellence" (MAC GREGOR, 1950), les différents muscles agonistes de la flexion présentent donc plusieurs fonctions.

Les innervations de ces différents muscles sont également différentes (ROUVIERE, 1948; IP et CHANG, 1968) : le nerf musculo-cutané innerve à la fois le biceps brachial et le brachial antérieur. Le nerf radial innerve le brachial antérieur, le long supinateur, le premier radial. Le nerf médian innerve le rond pronateur et occasionnellement le brachial antérieur (GOSS, 1965).

Ces différentes considérations anatomiques ont amené MAC CONAILL (1946, 1949) et MAC CONAILL et BASMAJIAN (1969) à proposer une dichotomie fonctionnelle des fléchisseurs du coude en "spurt" et "shunt" muscles. Les "shunt" muscles représentés essentiellement ici par le long supinateur, agiraient pendant un mouvement rapide, selon le grand axe de l'os mobile, pour provoquer la force centripète. Les "spurt" muscles provoqueraient pour leur part l'accélération le long de la courbe de mouvement. Selon BASMAJIAN et LATIF (1957), BASMAJIAN (1959, 1962, 1967), le long supinateur, inactif pendant la flexion lente du coude, deviendrait en effet très actif pendant une flexion rapide. Cette théorie a cependant été mise en doute sur des bases biomécaniques par BOCK (1968), puis contestée par STERN (1971) dont le travail semble montrer que le brachioradial n'est pas plus apte qu'un autre muscle à développer des "shunt forces".

La dualité de fonction de la plupart des muscles agonistes, a pour effet que suivant le degré de rotation de l'avant-bras, leur activité lors de la flexion du coude va être plus ou moins importante . C'est ainsi que le biceps est moins actif lorsque l'avant-bras est en pronation, qu'il ne l'est lorsque celui-ci est en supination (BEEVOR , 1903, 1904, BIERMAN et YAMSHON, 1948; SULLIVAN et coll. , 1950; BASMAJIAN et LATIF, 1957; BASMAJIAN, 1962, 1967; SIMONS et ZUNIGA, 1970). Dans l'ensemble de ces études, il est plus ou moins implicitement admis que le biceps brachial, tendant à la supination, est inhibé lorsque l'avant-bras est en pronation. Le long supinateur présenterait pour sa part une activité moins importante en supination et en pronation qu'en semi-pronation (BASMAJIAN 1962), ou au contraire maximale lorsque l'avant-bras est en pronation (ORTS LORCA, 1944; HOEPKE, 1949; BRAUS, 1954).

Les relations temporelles entre les activités des différents muscles agonistes semblent n'avoir fait l'objet que de peu d'études. WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) ont étudié la synergie entre le biceps et le brachial antérieur. Ils notent que, lorsque le biceps et le brachial sont tout deux actifs, il existe une parfaite concordance entre leurs périodes d'activité pour des mouvements lents, celles du biceps étant plus importantes pour des mouvements rapides. Ils rapportent également que la concordance peut se poursuivre jusque dans la forme même des variations de potentiels, ce qui, étant donné la proximité des deux muscles et les techniques de détection de l'époque, peut laisser un doute sur le résultat précédent. En ce qui concerne la synergie entre le biceps et le long supinateur, il semblerait que leurs activités concordent assez étroitement dans le temps, quelles que soient la vitesse et l'inertie opposée au mouvement, tout au moins lorsque l'avant-bras est en semi-pronation (DE SOUSA et coll. , 1961; LESTIENNE 1971). Par contre, BASMAJIAN et LATIF (1957) et BASMAJIAN (1962, 1967) rapportent que la mise en jeu, de même que la cessation relative des activités du biceps brachial, du brachial antérieur et du brachioradial, se fait

totalelement au hasard, variant d'un mouvement à l'autre et selon les sujets. Enfin, pour PAULY et coll. (1967), la mise en jeu de ces différents muscles, se ferait dans l'ordre brachial antérieur, biceps brachial et brachioradial.

Les données dont on dispose sur les relations entre les variations des niveaux d'activation de ces différents muscles, lorsque les conditions périphériques offertes au mouvement varient, semblent également restreintes. Dans le cas de la contraction isotonique, anisométrique, KOMI(1973) a pu montrer que les relations entre activité myoélectrique intégrée et force étaient linéaires dans le cas du biceps comme dans celui du long supinateur et du brachial antérieur. Dans les conditions de contraction anisométriques, anisotoniques, GOUBEL et LESTIENNE (à paraître) ont montré que la relation entre le travail et l'activité myoélectrique intégrée du brachioradial était linéaire, ainsi qu'il en est pour l'activité du biceps brachial (BOUISSET et GOUBEL, 1973). Toutefois, dans aucune de ces études, une comparaison quantitative des niveaux d'activation des différents muscles n'a été effectuée.

2 - Le groupe des antagonistes

Il est constitué par le triceps brachial et l'anconé.

- Le triceps brachial comprend trois chefs musculaires.

L'insertion inférieure, commune aux trois chefs, se fait sur l'olécrane. Les insertions supérieures sont différentes pour les trois corps musculaires. Le vaste interne se fixe sur la face postérieure de l'humérus. Le vaste externe se fixe sur le bord externe de la diaphyse humérale. La longue portion s'insère sur l'omoplate au niveau du tubercule sous glenoïdien.

De par ses insertions, il s'agit donc d'un muscle essentiellement extenseur du coude, mais également fixateur de l'épaule par sa longue portion. Les trois chefs de ce muscle seraient mis en activité simultanément, selon PAULY et coll. (1967). Par contre, pour BASMAJIAN (1962, 1967), le vaste externe et le vaste interne, ne seraient mis en jeu que lorsqu'une résistance est opposée au mouvement.

- L'anconé s'étend de l'épicondyle à la partie supérieure du cubitus. Il est généralement considéré comme un extenseur accessoire du coude (DUCHENE DE BOULOGNE, 1867; ROUVIERE, 1948; PAULY et coll., 1967).

L'innervation de ces deux muscles est commune. Elle est assurée par des branches du nerf radial.

L'anconé étant considéré comme un muscle très accessoire dans l'extension du coude, la synergie entre ce muscle et le triceps n'a, semble-t-il, été étudiée que par PAULY et coll. (1967). Dans les mouvements d'extension contre résistance, l'activité de l'anconé précéderait toujours celle du triceps.

3 - La synergie entre muscles agonistes et muscles antagonistes

La synergie entre muscles agonistes et muscles antagonistes de la flexion a fait l'objet de nombreux travaux. Dès 1925, WACHHOLDER et ALTENBURGER mettent l'accent sur l'alternance des activités entre les deux groupes de muscles, alternance qui serait d'autant plus marquée que le mouvement serait plus rapide. Celle-ci serait par contre masquée lorsque le mouvement est "raidi". Par la suite, en 1926, ces mêmes auteurs mettent en évidence, dans des mouvements de va-et-vient (flexion-extension), l'existence d'un "rythme économique", qui correspondrait aux mouvements effectués à vitesse moyenne, et pour lesquels les activités des deux groupes de muscles ne se chevaucheraient pas. L'existence de ce "rythme économique" n'a toutefois pas pu être confirmée par CNOCKAERT (1968). Par contre, LESTIENNE (1971), reprenant l'étude de WACHHOLDER et ALTENBURGER de manière quantifiée, a pu mettre en évidence l'existence de plans de coopération entre les deux muscles, dépendants de la

vitesse du mouvement. C'est ainsi qu'il distingue entre le type L qui caractérise les mouvements lents et se manifeste par une activité soutenue du biceps; le type S qui se manifeste par une activité successive du biceps et du triceps et caractérise les mouvements effectués à vitesse spontanée, le type R qui caractérise les mouvements rapides et se manifeste par un chevauchement des activités. Il faut également mentionner les travaux de WAGNER (1925) qui a étudié l'influence principalement de l'inertie, sur ces plans de coopération, et ceux de PERSON (1965) qui a étudié l'influence de l'entraînement. De ces différentes études il ressort que si la synergie agoniste-antagoniste est toujours préservée, quelles que soient les conditions d'exécution du mouvement, celle-ci se caractérise par une grande plasticité.

4 - Les muscles synergistes autres que les agonistes et antagonistes. Leur mise en jeu ne semble pas avoir été étudiée dans ce type de mouvement. Citons toutefois les travaux de BELENKII et coll. (1967) qui se rapportent au mouvement d'antépulsion de l'épaule et dans lesquels ces auteurs ont montré la mise en jeu selon une chronologie constante d'un grand nombre de muscles facilitateurs et posturaux.

II - PROBLEMES POSES

Au terme de cette analyse de la littérature, il apparaît que les données concernant la synergie des muscles facilitateurs et posturaux, ainsi que celles concernant la synergie entre les différents muscles agonistes de la flexion sont très incomplètes et souvent contradictoires. Nous nous sommes proposés d'étudier les caractéristiques de la synergie entre les muscles agonistes.

A cet effet, nous essaierons de déterminer

- La chronologie des activités des principaux fléchisseurs.

- Les relations entre leurs niveaux d'activation
- Les modifications éventuelles de cette synergie, d'une part en fonction du degré de rotation de l'avant-bras, d'autre part en fonction des conditions périphériques offertes au mouvement (force résistante dans le travail statique, vitesse et inertie dans le travail dynamique).

B - LA SYNERGIE MISE EN JEU DANS LE TRAVAIL STATIQUE

I - TECHNIQUES ET PROTOCOLE

1 - Techniques

Les activités myoélectriques (EMG) des principaux muscles fléchisseurs du coude ont été simultanément enregistrées.

L'activité myoélectrique globale du biceps brachial a été détectée à l'aide de deux électrodes d'argent fixées sur la peau en regard du corps charnu. La distance entre ces électrodes varie d'une expérience à l'autre, tout en étant toujours supérieure à 2 cm en raison du diamètre des colliers adhésifs utilisés. Leur résistance, mesurée in situ en courant continu, est inférieure à 30 K Ω .

Les activités électriques globales des autres fléchisseurs (brachioradial, brachial antérieur et rond pronateur) ont été détectées à l'aide d'électrodes-fils. Pour ces muscles, du fait de leur situation, une détection de surface est en effet hasardeuse ou impossible. Les électrodes utilisées sont des électrodes bifilaires, d'un type voisin de celui décrit précédemment (voir chapitre I). Leur résistance, mesurée à 50 Hz dans une solution de ClNa à 9 %, est comprise entre 10 K Ω et 100 K Ω . Les tracés obtenus sont de type interférentiel et traduisent alors l'activité globale du muscle ainsi qu'il a été montré dans le chapitre précédent. Après amplification, les différents EMG sont enregistrés sur bande magnétique, puis intégrés.

2 - Protocole

Le protocole expérimental est voisin de celui utilisé dans le chapitre précédent. Nous n'en rappellerons que les points essentiels. Les sujets sont assis, l'avant-bras et le bras droit sont dans un même plan

horizontal. L'avant-bras est fixé dans la gouttière du système de reproduction du mouvement. Une jauge de contrainte est fixée à 25,5 cm de l'axe du coude, lequel est fléchi à 90° . Les sujets contrôlent la valeur du niveau de force qu'ils exercent, sur l'écran d'un oscilloscope. Les épreuves consistent à maintenir pendant 30 s. une force indiquée par l'expérimentateur. Six niveaux de force différents, dont la valeur dépendait de la force maximale du sujet, étaient successivement maintenus. Entre chaque maintien, un temps de repos toujours supérieur au temps de maintien est ménagé, afin d'éviter les risques de fatigue. Deux séries de maintiens sont effectuées au cours de chaque examen. Une série est effectuée avec la main en pronation, l'autre avec la main en supination.

II - RESULTATS

Les résultats obtenus ont porté sur douze sujets normaux ou qui présentaient des atteintes neurogènes n'intéressant pas les territoires neuromusculaires étudiés.

L'activité de chacun des muscles fléchisseurs a été étudiée 1) en fonction de la force, 2) en fonction de la position de l'avant-bras (supination ou pronation).

1) Quel que soit le muscle considéré, une relation d'allure quadratique a été mise en évidence entre l'électromyogramme intégré (Q) et la force. La figure 29 représente un exemple des relations obtenues au cours d'un même examen, chez un même sujet. Ces relations sont peu dispersées, leur pente varie d'un sujet à un autre et d'une position de rotation de l'avant-bras à l'autre.

2) L'influence de la position de rotation de l'avant-bras sur l'activité des différents muscles a été récapitulée dans le tableau de la fig. 30. Dans la majorité des cas, l'activité du biceps était moins importante lorsque l'avant-bras était en pronation qu'elle ne l'était lorsqu'il

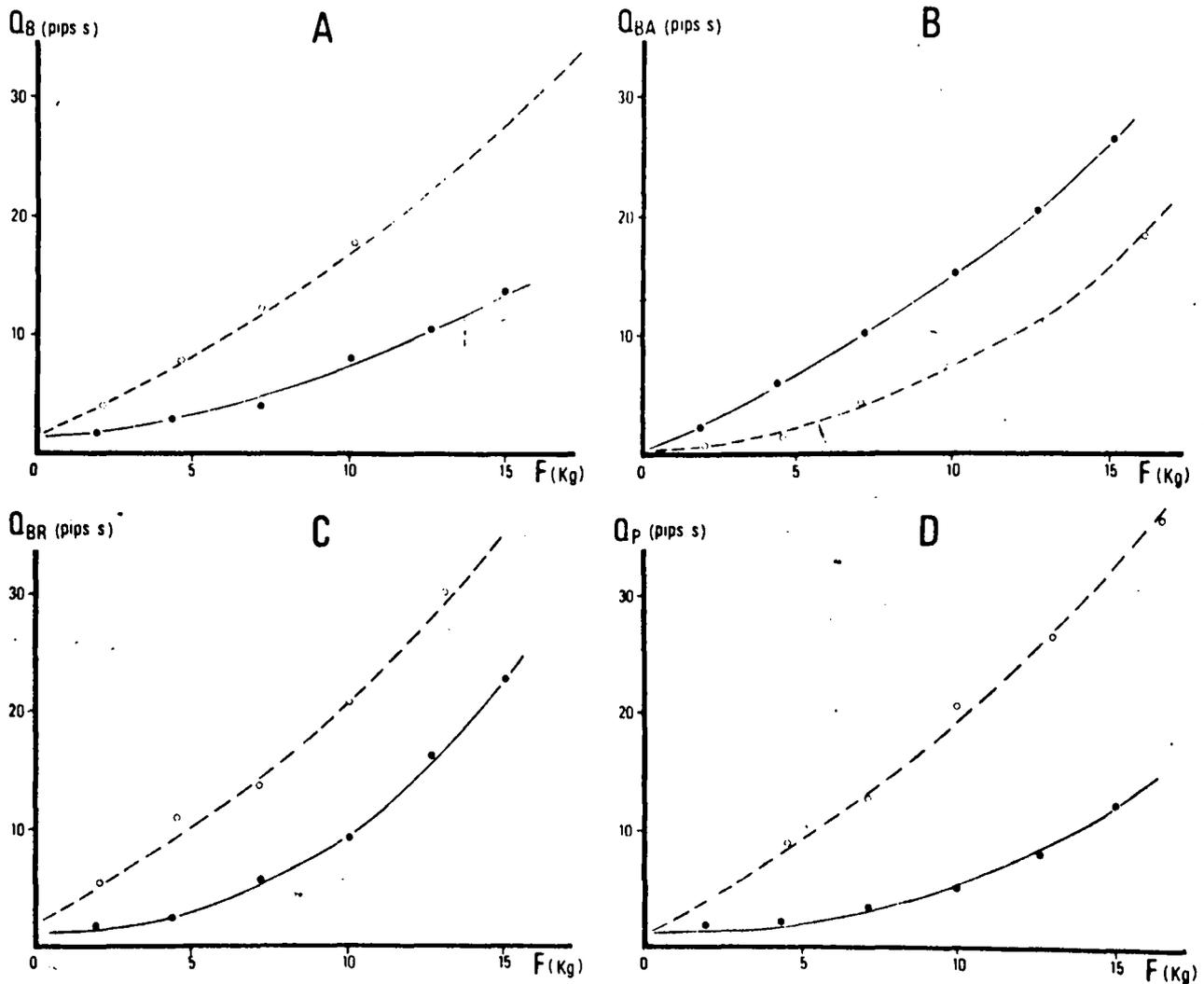


Fig. 29 Relations entre les électromyogrammes intégrés des principaux fléchisseurs du coude et la force.

Dans l'ordre A - B - C - D:

Q_B : EMG intégré du biceps brachial.

Q_{BA} : EMG intégré du brachial antérieur.

Q_{BR} : EMG intégré du brachioradial.

Q_P : EMG intégré du rond pronateur.

F : force maintenue.

Les points noirs correspondent au maintien en pronation.

Les cercles blancs correspondent au maintien en supination.

Effet du passage à la position de pronation sur l'activité du :				Effort maximal(Kg)		Sujets		
Biceps brachii	Brachialis	Brachio-radialis	Pronator teres	Supination	Pronation	Nom	Age	Sexe
-	=	-	-	16,5	13,5	Nad.	15	F
-	+	-	+	24,0	18,0	Fra.	42	M
-	=	=	-	23,0	13,5	Orr.	65	M
-	+	-	-	16,5	16,5	Col.	24	M
-	=	=	-	13,5	13,5	Asp.	33	M
=	+	-	-	21,0	16,0	Lac.	58	F
-	+	=	-	22,0	20,0	Dev.	31	M
-	=	-	-	19,0	16,0	Fur.	51	F
-	+	-	-	22,5	15,0	Dup.	35	M
-	+	-	-	11,5	08,0	Lev.	46	F
=	=	=	-	13,0	10,5	Loc.	57	M
-	=	-	-	21,0	17,0	Dec.	59	M

Fig. 30 Tableau récapitulatif de l'influence de la position de l'avant-bras (supination ou pronation) sur la force maximale et l'activité des principaux fléchisseurs.

se trouvait en supination. Il en était de même pour le brachioradial et le rond pronateur. L'activité du brachial par contre était, dans la moitié des cas, plus importante lorsque l'avant-bras était en pronation, et était indépendante du degré de rotation de l'avant-bras dans le reste des cas.

Il était également à noter que l'effort maximal que pouvaient réaliser les sujets était, pour la majorité d'entre eux, moins important lorsque l'avant-bras était en pronation qu'il ne l'était lorsque ce dernier était en supination.

Par ailleurs, en exprimant l'EMG intégré (Q) en p. cent de la valeur correspondante à un même degré de force (F) maintenu par l'ensemble des sujets, il était possible d'essayer de préciser les relations entre Q et F pour chaque muscle et chacune des positions de maintien. Par cette méthode de représentation, on évite en effet de prendre en considération à la fois les différences de force maximale des sujets et les différences de conditions de réception et d'intégration de l'EMG. Quel que soit le muscle considéré, ces relations sont en première approximation de la forme $Q = aF^2 + bF + c$. C'est en effet pour cette fonction que les coefficients de corrélation sont les plus élevés, par rapport aux autres fonctions testées (droite, exponentielle, puissance). Dans cette formule, le coefficient c ne dépend que du seuil d'intégration et peut être considéré comme négligeable. Ces relations sont très peu dispersées, ainsi que l'en attestent les coefficients de corrélation, qui sont, pour la position de supination et de pronation, respectivement de .91 et .92 pour le biceps brachial, .92 et .94 pour le brachial, .94 et .88 pour le brachioradial et .97 et .95 pour le rond pronateur.

D'une façon générale, il était également possible de cette manière de mettre en évidence une seule et unique relation entre l'EMG intégré des différents muscles et la force, que l'avant-bras soit en supination (fig. 31) ou en pronation (fig. 32). Ces deux relations ne sont alors que peu différentes l'une de l'autre. En effet, pour la position de l'avant-bras définie par la main en supination, la relation entre Q et F avait pour expression:

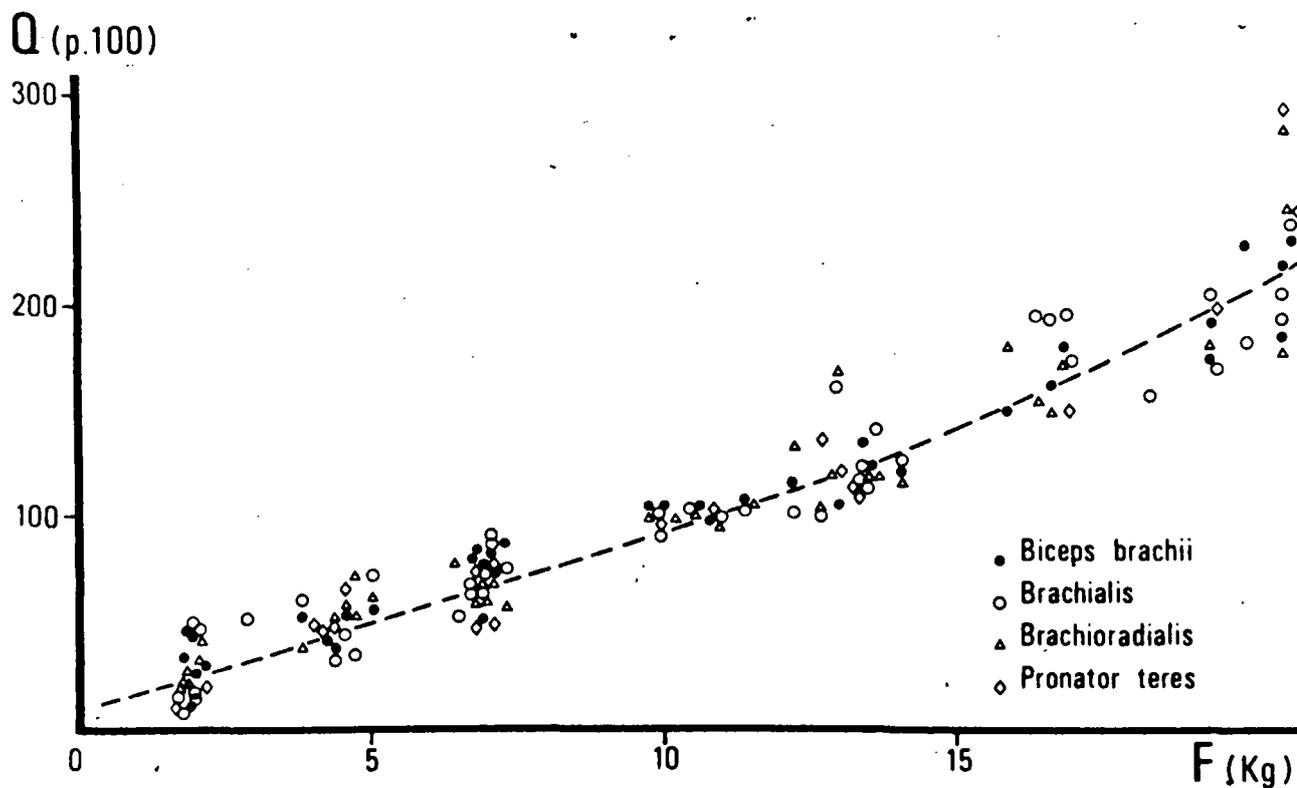


Fig. 31 Relation entre l'activité myoélectrique intégrée des principaux fléchisseurs du coude et la force.

Maintien en supination.

Q : EMG intégrés (en p. 100 de la valeur correspondante au maintien d'un niveau de force de 11 Kg, voir texte).

F : Force maintenue (Kg).

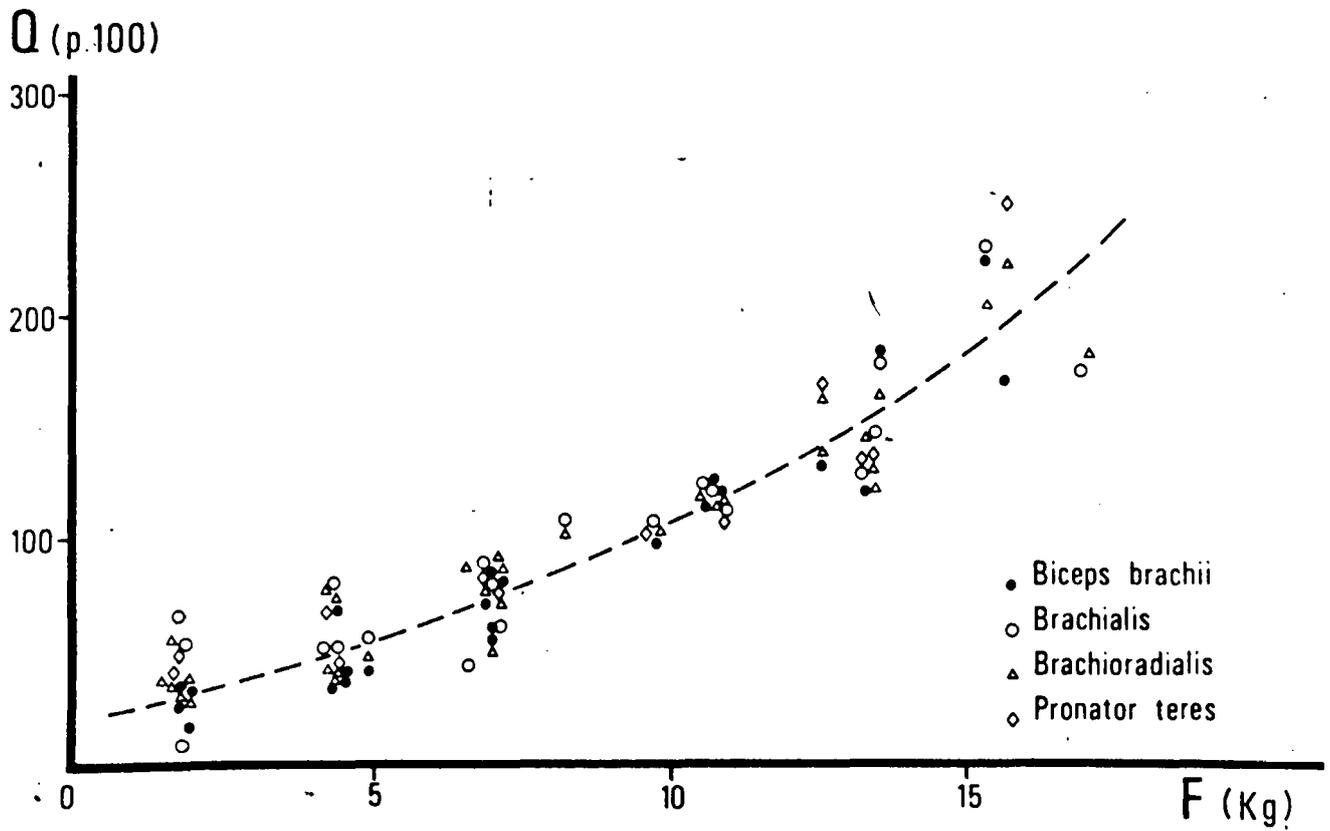


Fig. 32 Relation entre l'activité myoélectrique intégrée des principaux fléchisseurs du coude et la force.

Maintien en pronation.

Q : EMG intégrés (en p. 100 de la valeur correspondante au maintien d'un niveau de force de 9,5 Kg, voir texte).

F : Force maintenue (Kg).

$Q = 17 + 9,9 F + 0,4 F^2$ et pour celle définie par la main en pronation:

$Q = 13 + 9,9 F + 0,5 F^2$.

III - DISCUSSION

L'originalité de cette étude réside dans la quantification simultanée des activités des principaux muscles fléchisseurs du coude. Cette méthode permet 1) d'envisager sous un angle nouveau certaines données connues, telle la différence d'activité du biceps brachial selon que l'avant-bras est en pronation ou en supination. 2) une analyse quantitative des variations de l'état d'excitation des autres muscles fléchisseurs en fonction de la force, des valeurs les plus faibles à la valeur maximale. Elle offre également la possibilité de comparer les différentes activités pour chacune de ces valeurs.

I - L'activité du biceps brachial est moindre lorsque l'avant-bras est en pronation. On retrouve ici une notion bien connue de par les études kinésiologiques de BERMAN et YAMSHON (1948), SULLIVAN et coll. (1950), BASMAJIAN et LATIF (1957), BASMAJIAN (1962) et de celle, quantitative, effectuée par SIMONS et ZUNIGA (1970). Dans l'ensemble de ces études, il est plus ou moins implicitement admis que le biceps brachial, en raison de sa double fonction de fléchisseur du coude et de supinateur de l'avant-bras, est inhibé lorsque l'avant-bras est en pronation. BANKOV et JORGENSEN (1969) attribuent notamment à un mécanisme d'inhibition réciproque entre muscles pronateurs et muscles supinateurs, la diminution de force maximale observée lorsque l'avant-bras est en pronation. Si les résultats obtenus ici ne permettent pas d'écarter totalement l'éventualité d'une inhibition du biceps brachial, il apparaît que cette hypothèse ne peut rendre compte de l'ensemble des phénomènes. En effet, si l'on considère qu'une activité moindre correspond à une inhibition du muscle et donc à une diminution de la force exercée par ce muscle, étant donné que tous les fléchisseurs, mis à part le brachial antérieur, ont une ac-

tivité moindre lorsque l'avant-bras est en pronation, le maintien de la force ne pourrait s'expliquer, en particulier dans les cas où l'activité du brachial antérieur reste inchangée. Par ailleurs, le rond pronateur est à la fois fléchisseur du coude et pronateur de l'avant-bras. Or ce muscle présente une activité moindre lorsque l'avant-bras est en pronation, la mise en jeu d'un mécanisme d'inhibition réciproque entre muscles pronateurs et muscles supinateurs semble peu probable lorsque l'avant-bras est fixé en position de pronation.

L'explication de la diminution d'activité de ces muscles doit donc être recherchée sur le plan de leurs actions mécaniques: lorsque l'avant-bras est en pronation, les muscles biceps brachial et brachioradial sont étirés par rapport à la longueur qu'ils présentent lorsque l'avant-bras est en supination. Le rond pronateur subit un changement de longueur inverse. Compte tenu de la relation caractéristique force-longueur, il est donc concevable que le maintien d'une même force puisse être réalisé à partir de niveaux d'excitation moins élevés.

Par contre, lorsque la main est en pronation, une composante importante de la force exercée par les muscles biceps brachial et long supinateur, tend à la supination, ce qui pourrait expliquer la diminution de force maximale de flexion observée et la nécessité dans certains cas d'une augmentation d'activité du brachial antérieur. Le passage de la position de supination à celle de pronation s'accompagne donc d'une réorganisation totale de la synergie entre les différents fléchisseurs. En d'autres termes, à une même force externe correspondent donc, suivant la position de l'avant-bras, différents niveaux d'activités des muscles fléchisseurs.

2 - La relation quadratique entre l'EMG intégré du biceps brachial et la force confirme les résultats obtenus entre autres par

VREDENBREGT & KOSTER (1966), ZUNIGA et SIMONS (1969), ainsi que ceux que nous avons rapporté au chapitre précédent. Les relations entre les activités des autres muscles fléchisseurs et la force constituent par contre un résultat original. Elles permettent de généraliser la relation précédente à l'ensemble des muscles fléchisseurs. Ceci implique que, bien que l'organisation structurale et motrice de ces muscles ne soit pas semblable, il existe un programme moteur tel que la gradation des activités s'effectue sur un même modèle pour chacun de ces muscles.

3 - L'ensemble de ces données a pour conséquence pratique de justifier la notion de "muscle équivalent". En effet, chez l'homme normal, il reste encore pratiquement impossible de mesurer directement la force exercée par chaque fléchisseur. Aussi est-on amené à associer l'activité électromyographique de l'un des muscles considérés, à l'effet externe global dû à la contraction de tous les muscles de ce groupe. Une telle démarche ne s'avère licite que dans la mesure où l'activité du muscle en question peut effectivement être considérée comme représentative de celle du groupe auquel il appartient, et en particulier que si le couple exercé par le muscle reste dans un rapport constant avec le couple externe. Un tel muscle peut être désigné sous le terme de "muscle équivalent" (BOUISSET, 1973). Dans le cas de la flexion du coude, le biceps brachial est souvent, plus ou moins implicitement, considéré comme étant le fléchisseur équivalent. Ce choix s'appuie sur différents arguments. D'une part en effet, le biceps est connu pour être, avec le brachial antérieur, l'un des deux principaux fléchisseurs. Il est, d'autre part, du fait de sa situation et de son volume, celui des fléchisseurs dont l'examen électromyographique est le plus aisé.

Les résultats représentés sur les figures 31 et 32 montrent que, quelle que soit la position de l'avant-bras, les activités des différents muscles restent dans un rapport constant. Il semble alors logique de penser que les couples exercés par ces muscles restent dans un

rapport constant avec le couple externe.

De ce fait, et compte tenu des facilités d'exploration électromyographique qu'offre le biceps brachial, en raison de sa situation anatomique et de son volume, son utilisation en tant que "muscle équivalent" se trouve donc justifiée expérimentalement. Réciproquement, l'utilisation de la force externe mesurée au niveau de l'avant-bras, en tant qu'indice de la force développée par l'un des muscles fléchisseurs du coude, se trouve également justifiée. Il en est de même de l'ensemble des relations mises en évidence entre l'EMG global ou élémentaire de l'un quelconque de ces muscles et la force externe.

C - LA SYNERGIE MISE EN JEU DANS LE TRAVAIL DYNAMIQUE

I - TECHNIQUES ET PROTOCOLE

1 - Techniques

Les électromyogrammes du biceps brachial, du brachial antérieur et du brachioradial ont été simultanément enregistrés.

L'EMG intramusculaire du brachial antérieur est enregistré au moyen d'électrodes bifilaires de faible sélectivité afin d'être représentatif de l'activité du muscle.

Les E. M. G. de surface du biceps brachial et du long supinateur sont enregistrés au moyen de dérivaions bipolaires. Les électrodes utilisées à cet effet sont des électrodes d'argent circulaires, d'une surface de 50 mm^2 qui sont fixées sur la peau à l'aide de colliers adhésifs. La résistance inter-électrodes est généralement inférieure à $30 \text{ k}\Omega$. La distance inter-électrodes varie entre 2 cm et 7,5 cm, en fonction du lieu d'implantation des électrodes-fils.

Après amplification, les EMG sont d'une part retranscrits sur papier, et d'autre part intégrés.

2 - Protocole

Mise à part l'angulation du mouvement, le protocole utilisé est voisin de celui adopté dans le chapitre précédent et nous n'en rappellerons que l'essentiel.

Le mouvement étudié est celui évoquant la flexion de l'avant-bras droit sur le bras. Les sujets sont assis. Le bras et l'avant-bras sont dans un même plan horizontal. L'avant-bras est en position de semi-pronation. Il est fixé dans la gouttière du dispositif de reproduction du

mouvement.

L'inertie de l'ensemble mobile peut être modifiée par addition de poids de 1 à 10 Kg à 25,5 cm de l'axe de rotation, d'où des inerties comprises entre 0,070 Kg.m² et 0,640 Kg.m².

Cinq sujets normaux, d'âge compris entre 30 et 66 ans et accoutumés à ce type d'exercice, ont été examinés trois fois chacun, d'où un total de quinze examens. Pour chaque examen, trois conditions d'inertie sont considérées et pour chaque condition d'inertie, le sujet effectue environ 15 mouvements, à vitesse plus ou moins grande, selon les instructions données par l'expérimentateur. L'amplitude des mouvements est limitée volontairement par visée de repères situés à 30° de part et d'autre de la position définie par la flexion du coude à 90°. Entre chaque mouvement, un temps de repos suffisant est respecté, afin de diminuer les risques de fatigue.

Au début et à la fin de chaque examen, une épreuve de travail statique est effectuée. L'avant-bras étant en position de semi-pronation et faisant un angle de 90° avec le bras, les sujets ont à maintenir trois charges dont la valeur n'excède pas 8 Kg (à 25,5 cm de l'axe du coude). Une éventuelle modification d'activité, liée, soit à un processus de fatigue, soit à un déplacement des électrodes intramusculaires (JONSSON et REICHMANN, 1969), peut ainsi être décelée.

Une série complémentaire d'épreuves de travail statique est réalisée, soit au début, soit à la fin de chaque examen, avec l'avant-bras en pronation et en supination. Celle-ci a pour but de s'assurer d'une implantation convenable des électrodes-fils dans le brachial antérieur, ainsi qu'il sera argumenté dans la discussion.

II - RESULTATS

Les résultats obtenus sont de deux ordres. Ils concernent d'une part la chronologie des activités des différents muscles fléchisseurs con-

sidérés, et d'autre part leurs niveaux d'excitation.

1 - Les séquences d'action des différents muscles

Elles ont été étudiées d'après les enregistrements retranscrits sur papier. L'erreur absolue sur les mesures était de ± 10 ms.

La mise en jeu des principaux muscles fléchisseurs du coude, de même que la cessation de leurs activités s'effectuent de façon pratiquement simultanée, ainsi que le montre la figure 33. Toutefois, si l'on quantifie les décalages temporels entre les activités de ces différents muscles, il se dégage de légères différences, aussi bien entre les dates de leur mise en jeu, qu'entre celles de leur cessation d'activité. En effet, en ce qui concerne le début des activités, sur 376 mouvements étudiés, le brachial antérieur était mis en jeu en moyenne 11 ms après le biceps brachial (avec un écart-type de 18 ms), alors que sur 559 mouvements étudiés l'activité du brachioradial, déterminée par son EMG de surface débutait 7 ms après celle du biceps brachial (avec un écart-type de 17 ms).

En ce qui concerne la cessation des activités, sur 244 mouvements étudiés, le brachial antérieur cessait d'être actif 5 ms avant le biceps brachial (écart-type 17 ms), alors que sur 517 mouvements pris en considération, le brachioradial cessait d'être actif 4 ms avant le biceps brachial (écart-type 16 ms).

La signification des décalages temporels entre les débuts, de même qu'entre les cessations des activités du brachioradial et du brachial antérieur, a été testée par la méthode du t de Student. Le décalage temporel entre les débuts d'activité de ces deux muscles s'est révélé très significatif, au seuil de .01 ($t = 3,44$). Par contre, celui entre les cessations d'activité a été trouvé non significatif ($t = 1,05$). Il ressort de ce test que si la mise en activité des différents muscles s'effectue suivant la séquence B, BR, BA, la chronologie inverse ne saurait être affirmée en ce qui concerne leurs cessations d'activité qui tendraient à être simultanées.

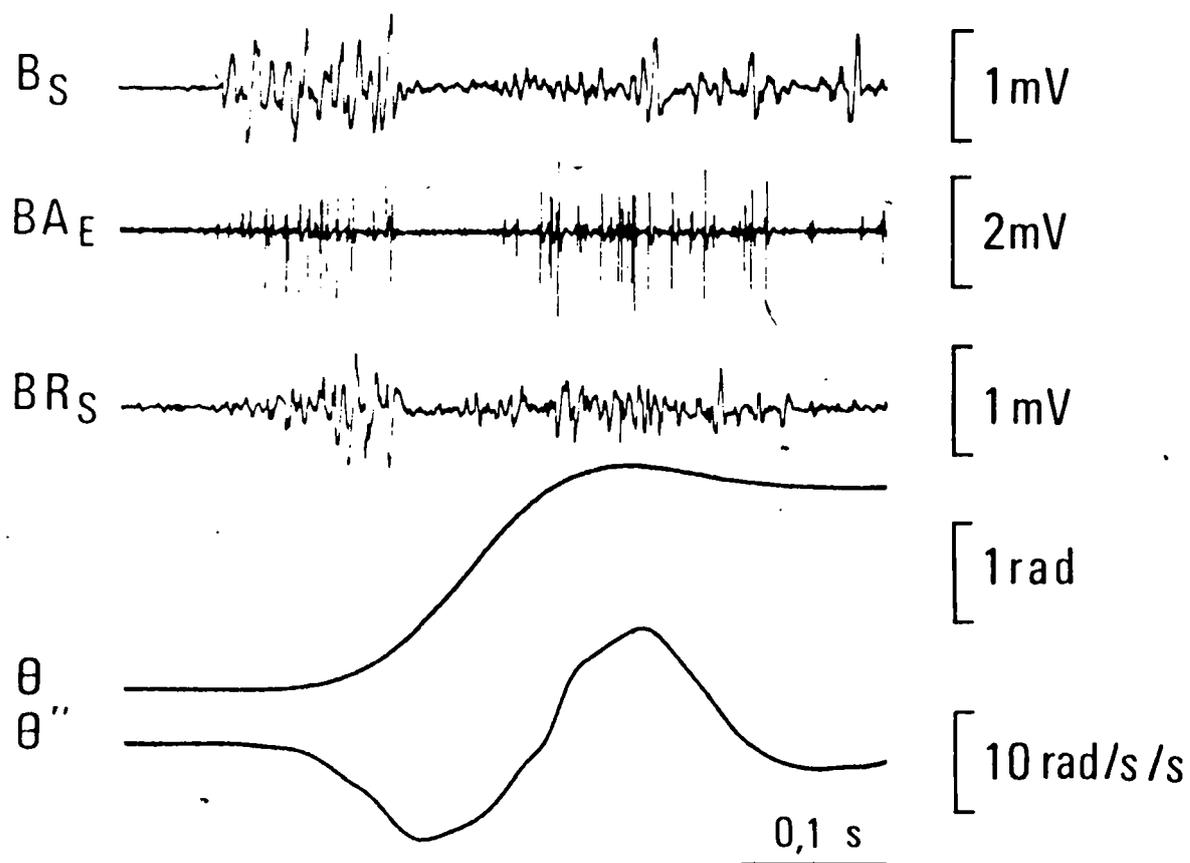


Fig. 33 Enregistrement de l'activité myoélectrique des principaux fléchisseurs du coude au cours d'un mouvement de flexion.

De haut en bas:

B_S : EMG de surface du biceps brachial.

BA_E : EMG "élémentaire" du brachial antérieur.

BR_S : EMG de surface du brachioradial.

θ : Déplacement angulaire (en rad.).

θ'' : Accélération tangentielle (en rad/s/s).

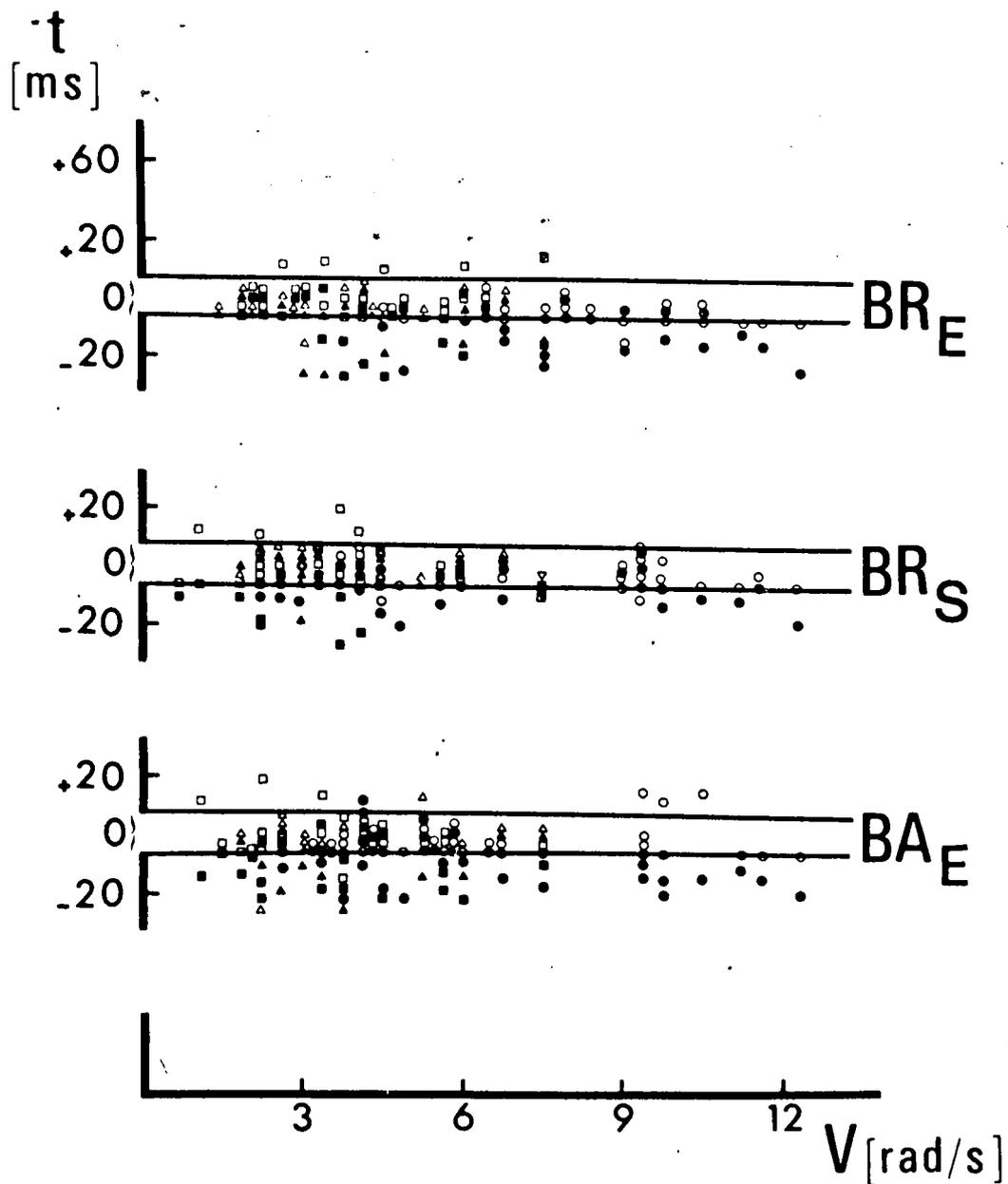


Fig. 34 Chronologie des activités des principaux fléchisseurs du coude, en fonction de la vitesse du mouvement.

t : intervalle de temps entre la mise en activité du biceps, et celle de chacun des autres fléchisseurs (symboles noirs: ● ■ ▲); et entre la cessation d'activité du biceps et celle de chacun des autres fléchisseurs (symboles blancs: ○ □ △). Lorsque la mise en activité d'un muscle précède celle du biceps, l'intervalle de temps est affecté du signe +, et, dans le cas contraire, du signe - . Lorsque la cessation de l'activité d'un muscle précède celle du biceps, le signe + est utilisé, et dans le cas contraire, le signe - .

BR_E : EMG élémentaire du brachioradial.

BR_S : EMG de surface du brachioradial.

BA_E : EMG élémentaire du brachial antérieur.

V : maximum de vitesse atteint au cours de chaque mouvement.

Trois conditions d'inertie sont considérées: I_1 (●○), I_5 (■□), I_9 (▲△) .

Par ailleurs, il est important de remarquer que ces décalages temporels sont indépendants de la vitesse et de l'inertie du mouvement (fig. 34).

Différents tests ont été effectués afin de déterminer dans quelle mesure les EMG intramusculaires rendaient bien compte des phases d'activités musculaires. C'est ainsi qu'ont été mesurés: (a) le décalage temporel entre le début de l'EMG intramusculaire du brachioradial et le début de l'EMG de surface du biceps brachial. Sur 269 mouvements étudiés, l'activité du brachioradial ainsi déterminée intervenait 7 ms après le début d'activité du biceps brachial (avec un écart-type de 18 ms), c'est à dire après un laps de temps identique à celui obtenu en utilisant l'EMG de surface: b) le décalage temporel entre le début de l'EMG intramusculaire du biceps brachial et celui de son EMG de surface: sur 428 mouvements étudiés, l'EMG intramusculaire commençait 2 ms après l'EMG de surface (avec un écart-type de 4 ms), différence qui n'est pas significative.

La latence entre la mise en activité du biceps brachial et le début du mouvement, apprécié par le tracé d'accélération, a également été mesurée. Sur 310 mouvements étudiés, la valeur de celle-ci était de 54 ms, avec un écart-type de 19 ms.

2 - Les niveaux d'excitation des différents muscles

Les niveaux d'excitations de chacun des muscles considérés ont été appréciés par l'intégration de leur EMG pendant la phase d'accélération du mouvement.

Les activités EMG intégrées (Q), exprimées en nombre d'impulsions (pips), ont été mises en relation avec les valeurs correspondantes du travail (W). Celui-ci, on le rappelle, peut être directement calculé par la variation d'énergie cinétique $1/2 IV^2$, où I représente l'inertie opposée au mouvement et V la vitesse maximale atteinte au cours du mouvement considéré.

Pour chaque examen, des relations linéaires ont pu être mises en évidence entre le travail et respectivement l'EMG de surface intégré du biceps brachial, celui du brachio radial et l'EMG intramusculaire intégré du brachial antérieur (fig. 35 et 36). Quelle que soit l'activité musculaire considérée, il est à remarquer que ces relations sont a) indépendantes de l'inertie opposée au mouvement; b) peu dispersées ainsi que l'attestent les coefficients de corrélation dont les valeurs sont très significatives ($.84 < r < .98$); c) parfaitement reproductibles d'un sujet et d'un examen à un autre.

Toutefois le caractère de linéarité des relations ne saurait être considéré comme établi pour les valeurs du travail supérieures à 15 joules. En effet, au dessus de cette valeur, l'EMG intégré tend, dans certains cas, à augmenter moins vite que ne le fait le travail. Il est probable, mais cela n'a pu être démontré de façon définitive, que cette non-linéarité éventuelle soit alors liée à des causes techniques, telles un éventuel écrêtage des signaux par saturation des amplificateurs, ou une sélectivité trop importante des électrodes. Dans ce dernier cas, il semble en effet possible que le champ de détection des électrodes puisse être assez restreint pour que toutes les unités motrices qu'il intéresse soient recrutées pour les valeurs élevées du travail (voir chapitre II).

Par ailleurs, des corrélations linéaires très significatives (fig. 37) ont pu être mises en évidence, d'une part entre l'EMG de surface intégré du biceps brachial et l'EMG intramusculaire intégré du brachial antérieur ($.77 < r < .95$), d'autre part, entre l'EMG de surface intégré du biceps brachial et l'EMG de surface intégré du brachio radial ($.82 < r < .97$). Ces corrélations s'observent pour des valeurs du travail allant jusqu'à 16 joules.

III - DISCUSSION

L'originalité de ce travail réside dans la quantification des dif-

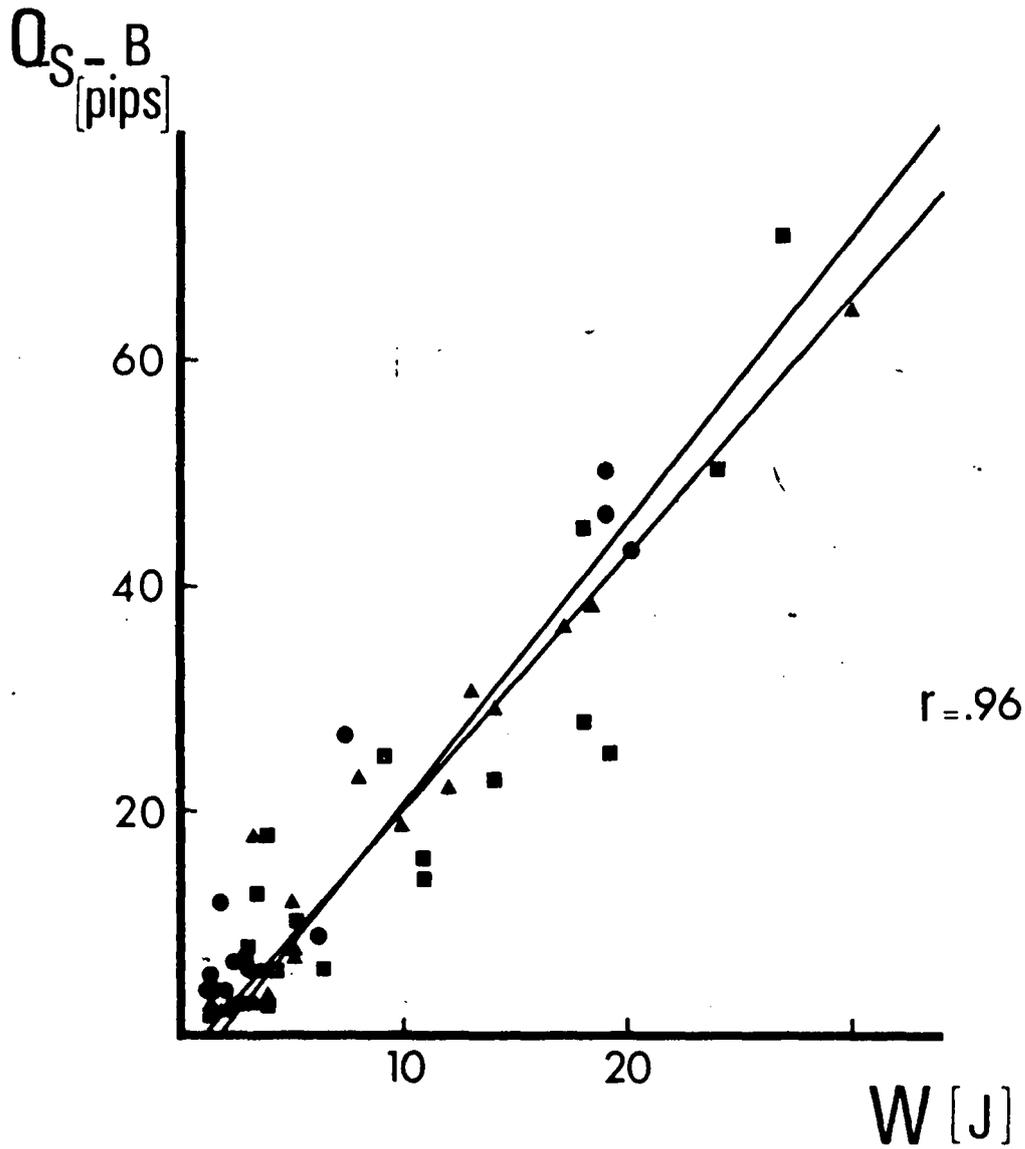


Fig. 35 Relation entre l'EMG de surface intégré et le travail.

Q_{S-B} : EMG de surface intégré du biceps brachial (en pips. s).

W : Travail (en joules).

Trois conditions d'inertie correspondantes respectivement à l'addition d'haltères de 1 Kg (●), 5 kg (■), 9 Kg (▲), sont considérées.

Les deux droites de régression sont représentées.

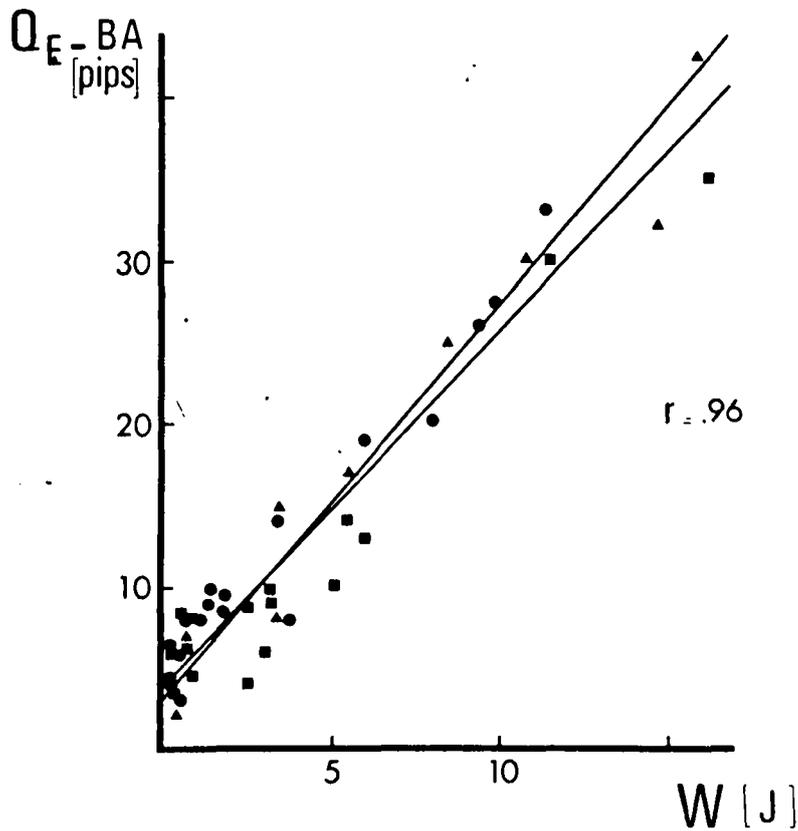
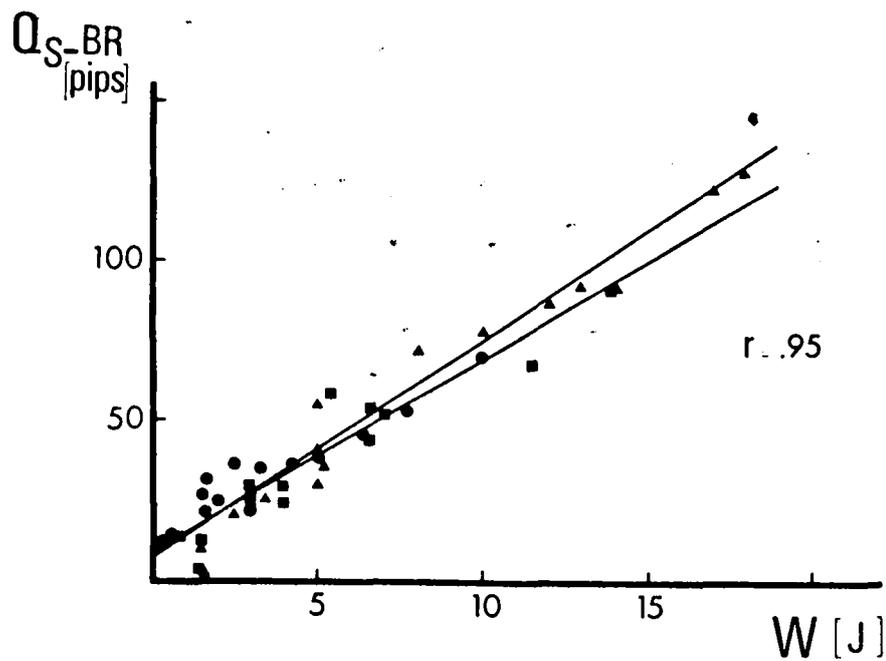


Fig. 36 Relation entre le travail et les EMG intégrés du brachioradial et du brachial antérieur.

$Q_S - BR$: EMG de surface intégré du brachioradial (en pips. s).

$Q_E - BA$: EMG "élémentaire" intégré du brachial antérieur (en pips. s)

W^E : Travail (en joules).

Trois conditions d'inertie correspondantes respectivement à l'addition d'haltères de 1 Kg (●), 5 Kg (■), 9 Kg (▲), sont considérées.

Les deux droites de régression sont représentées sur chaque graphique.

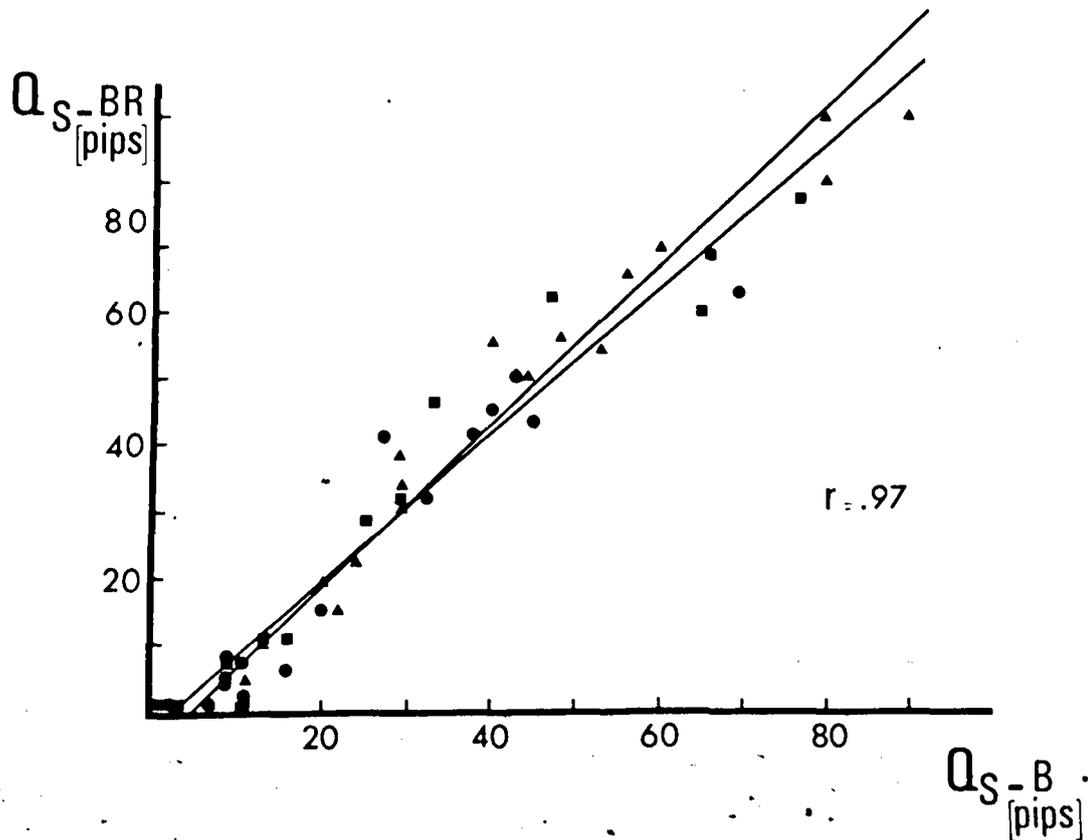
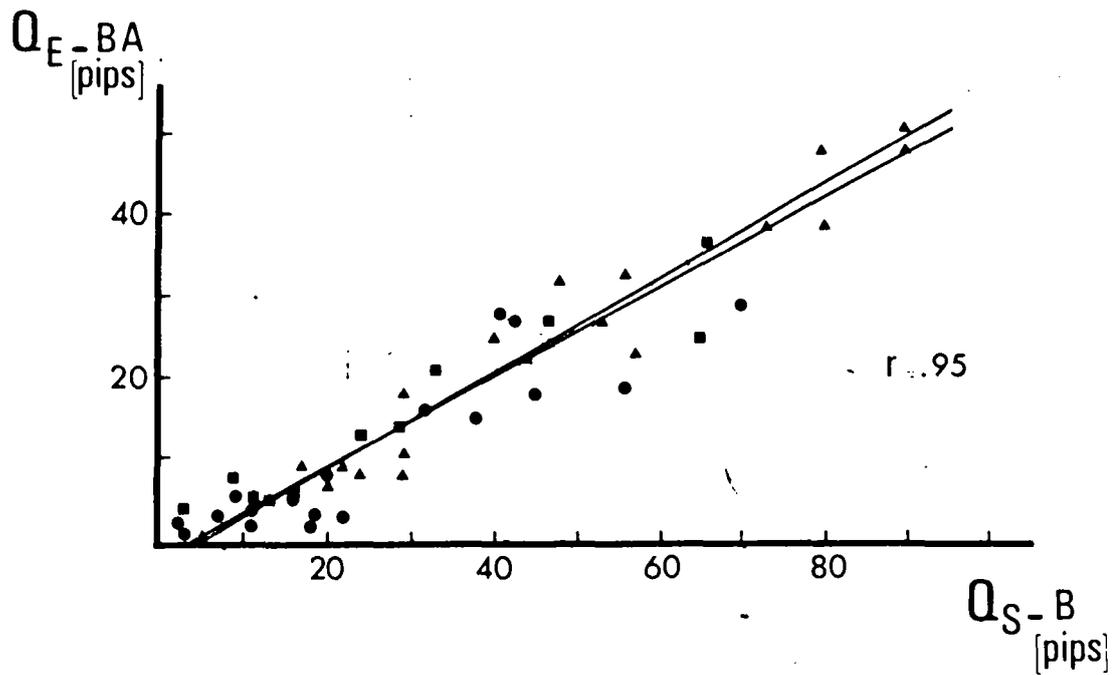


Fig. 37 Relations entre l'EMG intégré du biceps brachial et les EMG intégrés du brachioradial et du brachial antérieur.

Q_{S-B} : EMG de surface intégré du biceps brachial (en pips. s).
 Q_{E-BA} : EMG élémentaire intégré du brachial antérieur (en pips. s).
 Q_{S-BR} : EMG de surface intégré du brachioradial (en pips. s).
 Trois conditions d'inerties I_1 ●, I_5 ■, I_9 ▲, sont considérées.
 Les deux droites de régression sont représentées sur chaque graphique.

férents caractères de la synergie musculaire: chronologie des activités et niveaux d'activation des différents muscles.

Toutefois, les résultats obtenus n'ont de signification que s'il est possible d'exclure l'éventualité que les électrodes - fils aient été implantées dans le biceps brachial, ce qui ne constitue pas un risque illusoire étant donné la contiguïté du brachial antérieur et du biceps brachial. Les épreuves de contraction isométrique effectuées, l'avant-bras étant successivement placé en position de pronation et de supination, permettent une différenciation électrophysiologique des deux muscles. Il semble en effet bien établi (voir première partie de ce chapitre) que le passage de la position de pronation à celle de supination de l'avant-bras, provoque une augmentation significative de l'activité du biceps brachial, alors que celle du brachial antérieur reste relativement stable ou augmente. La figure 38 donne un exemple de la vérification expérimentale obtenue. Dans l'ensemble des cas, l'activité du biceps brachial était plus importante en supination qu'en pronation. Par contre, l'activité du brachial antérieur restait stable dans une moitié des cas et augmentait dans l'autre moitié de ceux-ci, ce qui confirme les résultats présentés dans la première partie de ce chapitre.

Une première partie des résultats concerne la chronologie des différentes activités. De façon générale et indépendamment de la vitesse et de l'inertie du mouvement, les phases d'activité des différents muscles sont pratiquement simultanées, avec toutefois une tendance légère, mais statistiquement significative, à une chronologie biceps brachial-brachio-radial-brachial antérieur. L'existence d'une chronologie bien déterminée des principaux fléchisseurs est donc mise en évidence, quelles que soient les conditions de vitesse et d'inertie du mouvement. Ces résultats complètent les études de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926), DE SOUSA et coll. (1961) et LESTIENNE (1971). Ils diffèrent par contre de ceux rapportés par BASMAJIAN et LATIF (1957) et BASMAJIAN (1962, 1967), pour lesquels, rappelons-le, la mise en activité, de même que la cessation des activités des différents agonistes, se faisaient de façon aléatoire.

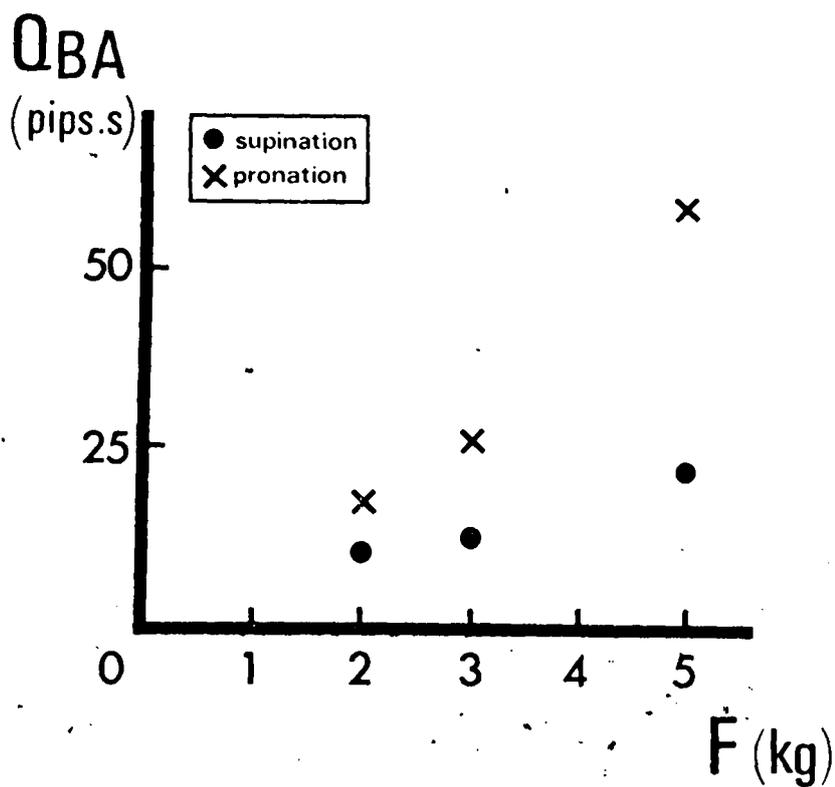
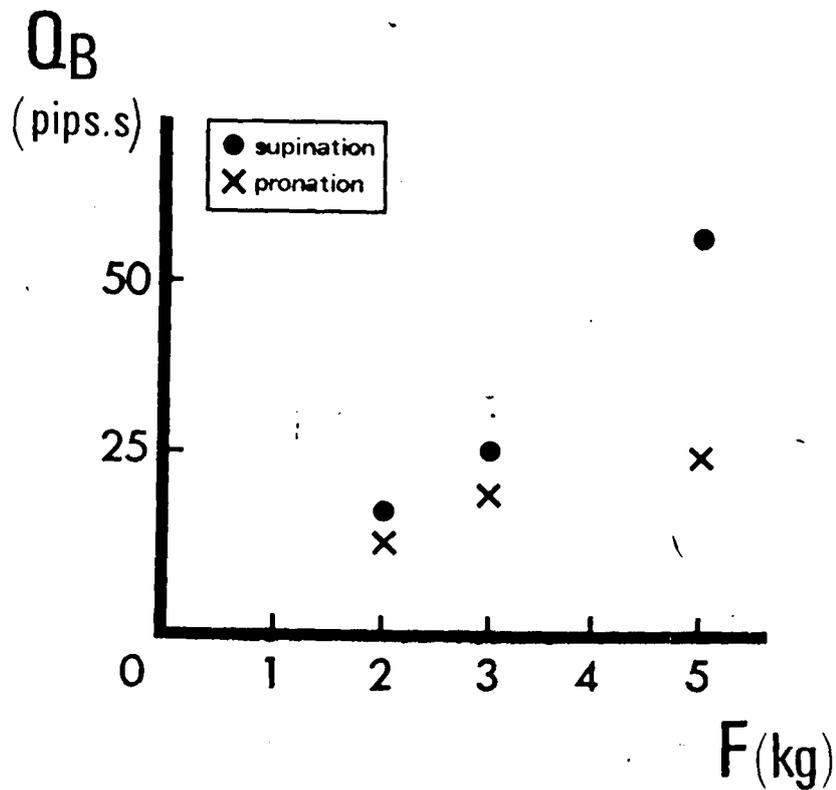


Fig. 38 Relations entre la force et les EMG intégrés du biceps brachial et du brachial antérieur dans le travail statique en supination et en pronation.

Q_B : EMG intégré du biceps brachial.
 Q_{BA} : EMG intégré du brachial antérieur.
 F : Force maintenue.

Ils s'opposent également à la notion de "shunt" et "spurt" muscles défendue par MAC CONAIL (1946, 1949) et BASMAJIAN (1962, 1967) puisque le long supinateur est actif quelle que soit la vitesse du mouvement et que sa mise en activité précède celle du brachial antérieur. Nous rejoindrons donc l'opinion de STERN (1971) selon laquelle la notion de "spurt" et "shunt" muscle semble peu défendable en ce qui concerne les fléchisseurs du coude. Cette divergence des résultats peut être imputée au fait que nos conditions expérimentales sont différentes de celles de BASMAJIAN et LATIF où la position du membre supérieur, et plus généralement celle du sujet, ne sont pas déterminées de façon rigide. Il se peut également que la chronologie mise en évidence, ne pouvait l'être autrement que par une étude statistique des données, en raison des faibles décalages temporels entre les mises en activité des différents muscles.

La seconde partie des résultats concerne les niveaux d'excitation des différents muscles. Leur discussion portera sur deux points.

En premier lieu, les résultats confirment l'existence de relations linéaires entre le travail et l'EMG intégré du biceps brachial (GOUBEL et BOUISSET, 1967; BOUISSET et GOUBEL, 1968) et du brachio-radial (BOUISSET et GOUBEL, 1973). Par contre, le champ de validité de ces données est étendu puisque l'amplitude angulaire des mouvements est augmentée ($\pm 30^\circ$ par rapport à la flexion du coude à 90° au lieu de $\pm 15^\circ$ précédemment), ainsi que les inerties considérées. L'existence d'une relation linéaire entre l'EMG intégré du brachial et le travail constitue un résultat original. Cette relation présente les mêmes propriétés de consistance et d'indépendance vis-à-vis de l'inertie, que celles mises en évidence pour les deux autres fléchisseurs considérés. Ce résultat pourrait, dans une certaine mesure, paraître impliqué par les données de WACHOLDER et ALTENBURGER (1926), qui sont les seules à notre connaissance, à se rapporter à ce même type de mouvement. Par ailleurs, le fait que le

brachial antérieur soit réputé pour être le fléchisseur principal du coude, à la fois sur des considérations anatomiques (BRAUNE et FISCHER, 1889) et électrophysiologiques (DUCHENNE de BOULOGNE, 1867; MAC GREGOR, 1950; BASMAJIAN et LATIF, 1957), en renforce l'intérêt.

En second lieu, la mise en évidence de relations linéaires entre le travail et l'EMG intégré des trois principaux fléchisseurs implique l'existence d'un programme moteur tel que les niveaux d'excitation des différents muscles demeurent dans un rapport constant, quelles que soient l'inertie et la vitesse du mouvement. Compte tenu de ce que le travail externe est égal à la somme des travaux individuels de chaque muscle, ces résultats ont pour conséquence que le travail effectué par chaque muscle semble être une fraction constante du travail mécanique externe.

Ainsi qu'il en était dans les conditions de travail statique, les différentes données permettent également de confirmer la notion de "muscle équivalent" puisque l'on montre, d'une part qu'il existe un rapport constant entre les niveaux d'excitation des différents muscles, et d'autre part que l'activité du biceps brachial recouvre toujours celle des autres fléchisseurs.

D - CONCLUSIONS

Avant de tirer des conclusions des résultats obtenus dans ce travail, il faut remarquer que ceux-ci n'ont de signification que pour autant que les activités intramusculaires enregistrées soient bien représentatives de l'activité de l'ensemble du muscle. Il semble en effet que l'on puisse considérer que les EMG intramusculaires détectés à l'aide d'électrodes-fils de faible sélectivité réalisent cette condition. Cette affirmation s'appuie a) sur la linéarité des relations entre les valeurs intégrées de l'EMG de surface et de l'EMG intramusculaire d'un même muscle, le biceps brachial établies aussi bien dans le cas de contractions isométriques, qu'à n'isométriques (voir chapitre II), b) sur les résultats obtenus ici en comparant les mesures des phases d'activité musculaire déterminées en EMG intramusculaire, à celles déterminées en EMG de surface.

Dès lors, on peut considérer que ce travail met en évidence les principales caractéristiques de la synergie entre muscles agonistes de la flexion.

Sur le plan des niveaux d'activation, la synergie étudiée se caractérise par l'existence d'un rapport constant entre les degrés d'excitation des différents muscles, quelle que soit la modalité de contraction envisagée: contraction statique (isométrique, isotonique) ou contraction dynamique (anisométrique, anisotonique).

Sur le plan de la chronologie des activités, elle se caractérise par des relations temporelles constantes entre les activités des différents muscles, dès lors que les conditions d'exécution du mouvement sont bien déterminées.

A la notion de synergie "impérative et instinctive" rapportée par DUCHENNE DE BOULOGNE (1867) a succédé celle de "plasticité musculai-

res" introduite par WACHHOLDER et ALTENBURGER (1925) et particulièrement, mise en évidence dans le cas de la synergie entre les fléchisseurs des doigts et les extenseurs de la main par FESSARD et coll. (1950) et LIVINGSTON et coll. (1951). Les données présentées ici laissent à penser que la synergie entre muscles agonistes relève des deux notions. Il s'agit en effet d'une synergie impérative dans la mesure où ses caractéristiques ne changent pas lorsque les conditions externes d'exécution du mouvement (vitesse, inertie) varient. Il s'agit par contre d'une synergie plastique dans la mesure où ses caractéristiques se modifient lorsque les conditions posturales d'exécution du mouvement (pronation-supination) varient. On peut donc en conclure que la synergie entre muscles agonistes est beaucoup moins "plastique" que celles qui existent entre d'autres groupes musculaires, ne serait-ce qu'entre agonistes et antagonistes de ce même mouvement (WACHHOLDER et ALTENBURGER, 1925; WAGNER 1925; LESTIENNE, 1971)

Un aspect pratique fondamental de ce travail réside par ailleurs dans la justification de la notion de "muscle équivalent". L'existence d'un rapport constant entre les niveaux d'activation des principaux muscles fléchisseurs justifie en effet la prise en considération de la force externe (ou des variables mécaniques qui lui sont liées) résultante de l'action de l'ensemble du groupe des agonistes, pour caractériser l'activité d'un seul d'entre eux. Par ailleurs, le fait que l'activité du biceps brachial recouvre celles des autres fléchisseurs justifie la qualification de muscle équivalent qui en a été proposé par BOUISSET (1973).

La synergie entre muscles agonistes de la flexion du coude met en outre particulièrement bien en évidence un aspect fondamental du contrôle de la motricité qui est la tendance à la simplification de la commande, tendance à laquelle répondent les synergies musculaires (GELFAND et coll., 1971). En effet, le réglage de l'intensité de la con-

traction s'effectue par la gradation du niveau d'excitation de chaque muscle et non par une modulation temporelle de leur mise en jeu. D'autre part, la cessation des activités est également simultanée. Dans l'hypothèse où celle-ci résulterait d'une inhibition consécutive à la mise en jeu du groupe antagoniste, dont l'activité est maximale, lorsque l'activité des muscles agonistes est nulle, cette inhibition s'effectuerait également de façon simultanée sur l'ensemble des muscles du groupe.



- CHAPITRE IV -

ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.
DANS LA CONTRACTION ISOMETRIQUE.



- CHAPITRE IV -

ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.

DANS LA CONTRACTION ISOMETRIQUE.

	Pages
A - <u>INTRODUCTION</u>	91
I - ANALYSE DE LA LITTERATURE	91
1 - Recrutement temporel des U. M.	
2 - Recrutement spatial des U. M.	
3 - Relations entre les activités des différentes U. M.	
II - PROBLEMES POSES	97
B - <u>LE RECRUTEMENT DES U. M. DANS LA GRADATION DE LA CONTRACTION ISOMETRIQUE</u>	
I - TECHNIQUES ET PROTOCOLES	99
II - RESULTATS	101
1 - Recrutement temporel et Relations entre les U. M.	
2 - Recrutement spatial des U. M.	
III - DISCUSSION	107
1 - Le recrutement temporel des U. M.	
2 - Le recrutement spatial des U. M.	
C - <u>LE RECRUTEMENT DES U. M. DANS LE MAINTIEN DE LA CONTRACTION.</u>	116
I - TECHNIQUES ET PROTOCOLES	117
II - RESULTATS	117
III - DISCUSSION	120

D - CONCLUSIONS

I - ROLE DES MECANISMES DE RECRUTEMENT DANS LA GRADATION DE LA FORCE	123
II - ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.	124

A - INTRODUCTION

L'organisation du mouvement volontaire se traduit au niveau de l'activité des unités motrices (U. M.) par les relations des différentes U. M. entre elles, ainsi que par les modalités de leur recrutement spatial et de leur recrutement temporel.* Nous nous sommes proposé d'étudier ici cet aspect de l'organisation motrice dans les différentes conditions de travail statique, à savoir la contraction isométrique isotonique et la contraction isométrique anisotonique.

Depuis les premières observations de l'activité électrique intramusculaire réalisées par WACHHOLDER (1923) au cours du mouvement volontaire, l'étude de l'organisation de l'activité des U. M. a suscité de nombreux travaux dont nous efforcerons d'analyser les résultats sur le plan 1) du recrutement temporel des U. M. ; 2) du recrutement spatial des U. M. ; 3) des relations entre les activités des différentes U. M.

I - ANALYSE DE LA LITTÉRATURE

1 - Recrutement temporel des U. M.

En 1923, WACHHOLDER constate l'absence de toute activité dans les muscles au repos, entre autres dans le biceps brachial. Lorsque le muscle se contracte, il note l'apparition de variations de potentiels biphasiques, qui se reproduisent à une fréquence de 8 à 15 c/s. Dans certaines conditions, il note que ces variations de potentiels se groupent à une fréquence d'environ 10 c/s. Quand la contraction est intense, les oscillations se reproduisent sans interruption et donnent un tracé d'apparence très complexe.

* Rappelons que l'on entend par recrutement temporel la gradation de la fréquence d'activité ou fréquence de "battement" d'une U. M. ; et par recrutement spatial, la mise en jeu de nouvelles U. M.

L'observation fondamentale de WACHHOLDER a été confirmée ultérieurement par WACHHOLDER et ALTENBURGER (1926) et surtout par ADRIAN et BRONK (1929). Ces derniers, utilisant pour la première fois une électrode concentrique, enregistrent, lors de la contraction faible du triceps brachial, des U. M. battant à une fréquence de 6 c/s et lors d'une contraction intense, de 50 à 70 c/s.

En 1934, SMITH trouve que la contraction du biceps brachial se manifeste par la mise en activité d'U. M. battant à une fréquence de 5 à 20 c/s, mais elle ne peut suivre le recrutement temporel des U. M. pour de fortes contractions.

A la suite de ces auteurs, LINDSLEY (1935), JALAVISTO et coll. (1938), HOEFER et PUTNAM (1939), SEYFFARTH (1940; 1941), GILSON et MILLS (1941), WEDDEL et coll. (1944), se sont attachés à l'étude des modalités du recrutement temporel des U. M. De l'ensemble de ces travaux, il ressort que la fréquence de battement des U. M. augmente en fonction de la force, de 5 c/s jusque 50 c/s environ.

Il faut toutefois noter: a) que ces valeurs ne sont valables que pour les seuls muscles squelettiques des membres. Les valeurs trouvées pour des muscles dont les U. M. comportent peu de fibres tels les muscles extra-oculaires par exemple, sont beaucoup plus élevées: 100 c/s à 150 c/s (REID, 1949; BJÖRK, 1952; BJÖRK et KUGELBERG, 1953); b) que certains auteurs, dont GUALTIEROTTI et MILLA (1942); MARGARIA (1946, 1959); BRACHII et coll. (1960), ont trouvé que la fréquence de battement des U. M. était indépendante de la force de contraction.

La manière dont s'effectue le recrutement temporel des U. M. a, par la suite, été précisée. En 1954, BIGLAND et LIPPOLD montrent que, lors de la contraction du muscle abducteur du cinquième doigt, le recrutement temporel des U. M. se fait selon une modalité bien définie: la relation entre la fréquence d'une U. M. et la tension se présente

sous forme d'une sigmoïde croissante. L'augmentation de tension s'accompagne d'une augmentation de la fréquence des battements qui atteint 24 à 35 c/s pour une force de contraction voisine de 25 p. 100 de la force maximale. Cette fréquence n'augmente ensuite que très faiblement entre 25 et 75 p. 100 de la force maximale, puis réaugmente jusqu'à la valeur de 40 à 50 c/s.

DASGUPTA et SIMPSON (1962) confirment les résultats de BIGLAND et LIPPOLD, en ce qui concerne la première partie de la relation. Ils montrent que la relation entre la force et l'intervalle moyen (\bar{T}) séparant les battements consécutifs d'une même U.M. du premier interosseux dorsal, peut être représentée par une courbe d'allure hyperbolique. La valeur de \bar{T} diminue rapidement lorsque la force augmente, pour se stabiliser autour de 50 ms, soit une fréquence de 20 c/s.

Pour MILNER-BROWN et coll. (1972), la manière dont s'effectue le recrutement temporel des U.M. du premier interosseux dorsal, dépendrait de la vitesse à laquelle la force isométrique augmente. Pour des vitesses de contraction moyennes, la fréquence de battement de chaque U.M. augmenterait linéairement en fonction de la force. Pour des vitesses de contraction lentes, la fréquence tendrait vers un plateau alors que les vitesses rapides seraient caractérisées par un "train de spikes" initial, de fréquence constante.

Ces observations ne semblent pas avoir été confirmées par d'autres auteurs et concernent des forces relativement faibles. Toutefois, l'influence de la vitesse de contraction avait déjà été notée par GILSON et MILLS (1941). Pour ces auteurs, les contractions isométriques anisotoniques rapides seraient caractérisées par l'existence d'un "doublet" de spikes initial. La fréquence de ce dernier augmenterait en fonction de la vitesse et serait de toute manière plus importante que celle des battements qui suivent, GURFINKEL et coll. (1972), GYDIKOV et KOSAROV (1972), GILLIES (1973), TANJI et KATO (1973), ont récemment confirmé cette observation. Toutefois, pour GYDIKOV et KOSAROV, ce pattern d'activité ne caractériserait que les U.M. ayant les seuils d'excitation les plus

bas et dont l'activité électrique se manifeste par des spikes de faible amplitude, U. M. qu'ils considèrent comme étant de type tonique.

En résumé, il semble que dans le cas des muscles squelettiques des membres, la fréquence de contraction de chaque U. M. mise en jeu, augmente en fonction de la force, d'une valeur de 3 à 5 c/s, jusqu'à une valeur moyenne de 20 c/s (WEDDEL et coll., 1944) ou 25 c/s (BASMAJIAN et coll., 1965). Pour des valeurs élevées de la force, l'EMG recueilli est très complexe et les résultats divergents: la fréquence des U. M. continue à augmenter (ADRIAN et BRONK, 1929) ou se stabilise (DASGUPTA et SIMPSON, 1962), ou se stabilise pour réaugmenter ensuite (BIGLAND et LIPPOLD, 1954, CLAMANN, 1970), ou bien encore, on assisterait à l'apparition d'U. M. se contractant à fréquence faible (4 à 5 c/s), ou en salves (NORRIS et GASTEIGER, 1955). La vitesse de contraction semble également susceptible de modifier ce recrutement (GILSON et MILLS, 1941), affectant peut être un type d'U. M. plutôt qu'un autre (GYDIKOV et KOSAROV, 1972). Il convient également de remarquer que la majorité de ces travaux ne concerne que les seuls muscles premier interosseux dorsal et abducteur du cinquième doigt.

2 - Recrutement spatial des U. M.

Ainsi que l'avaient rapporté ADRIAN et BRONK dès 1929, deux mécanismes essentiels entrent en jeu dans la gradation de la contraction volontaire: l'augmentation de fréquence de chaque U. M. et le recrutement d'un nombre de plus en plus important d'U. M.. Si le premier mécanisme a fait l'objet de nombreuses études, il n'en est pas de même du second pour lequel les résultats sont assez restreints.

Le plus grand nombre de données concerne l'ordre de mise en jeu des U. M. Dans leur grande majorité, les travaux effectués concluent

à un ordre constant dans la mise en jeu de même que dans la désactivation des U.M. (SEYFFARTH, 1941; BIGLAND et LIPPOLD, 1954; DASGUPTA et SIMPSON, 1962; TOKIZANE et SHIMAZU, 1964; ASHWORTH et coll., 1967; PETAJAN et PHILIP, 1968; GURFINKEL et coll., 1970; PERSON et KUDINA, 1972; MILNER-BROWN et coll., 1973).

L'ordre dans lequel sont mises en jeu les différentes U.M. serait en rapport avec la taille des U.M., les U.M. les plus petites étant mises en jeu les premières et désactivées les dernières (GYDIKOV et coll., 1972). Les U.M. caractérisées par les potentiels d'action les plus amples auraient également tendance à être mise en jeu les dernières (OLSON et coll., 1968; TANJI et KATO, 1973). Les récents travaux de MILLNER-BROWN et coll. (1973), semblent par ailleurs montrer l'existence d'une proportionnalité directe entre le seuil de mise en jeu des U.M. et la tension qu'elles sont susceptibles de développer.

Toutefois, selon TANJI et KATO (1973), cet ordre ne serait pas rigide pour les U.M. mises en jeu le plus tardivement. D'autres auteurs ont également décrit la possibilité d'un changement dans l'ordre de recrutement des U.M. sous l'influence d'un étirement du muscle, de la contraction d'autres muscles, ou lorsque l'on change le type d'excitation réflexe (HUFSCHMIDT, 1959; WAGMAN et coll., 1965; GRIMBY et HANNERZ, 1968, 1970).

En ce qui concerne la variation du nombre d'U.M. en fonction de la force, les seules données dont on dispose chez l'homme sont à notre connaissance, celles de MILLNER-BROWN et coll. (1973), lesquels ont montré qu'au cours de contractions d'intensité linéairement croissante, le recrutement spatial des U.M. diminuait rapidement pour les valeurs les plus élevées de la force. Il faut toutefois remarquer que ces auteurs admettent la possibilité que leur échantillonnage de l'activité ne

soit pas représentatif de l'activité de l'ensemble du muscle. Un résultat analogue semble cependant avoir été rapporté dans le réflexe d'étirement tonique du soleus, chez le chat décérébré, par GRILLNER et UDO (1971).

3 - Relations entre les activités des différentes U. M.

Les relations entre les différentes U. M. n'ont fait l'objet également que de fort peu d'études.

Selon SEYFFARTH (1941) et GEL'FAND et coll. (1963), les fréquences moyennes des différentes U. M. mises en jeu dans une activité stable seraient voisines.

Les différentes études statistiques, ont mis en évidence l'indépendance des contractions successives (ou des intervalles inter-spikes) des différentes U. M. (GURFINKEL et coll., 1963, 1964; CLAMANN, 1969; MASLAND et coll., 1969; PERSON et KUDINA, 1972, DE LUCA et FORREST, 1973). Cette indépendance ferait toutefois place à une synchronisation des activités lors de contractions intenses ou pendant la fatigue (PERSON et KUDINA, 1968).

II - PROBLEMES POSES

L'étude du recrutement temporel des U. M. a suscité de nombreux travaux. Toutefois, l'analyse de la littérature montre que les résultats obtenus sont parfois divergents et n'intéressent dans leur majorité que les seuls muscles abducteur du cinquième doigt et premier interosseux dorsal. Les problèmes suivants semblent en particulier demeurer posés:

- Quelle est la forme de la relation entre la fréquence de battement d'une U. M. unique et la force ?
- Existe-t-il une relation entre la fréquence des différentes U. M. ?
- De quelle manière la vitesse de contraction influe-t-elle sur le décours du recrutement temporel ?

L'étude du recrutement spatial des U. M. n'a réellement suscité que fort peu de travaux, si ce n'est celui très récent de MILNER-BROWN et coll. (1973). La raison évidente en est dans les difficultés techniques d'approche du problème. Si l'on utilise des électrodes peu sélectives, l'activité myoélectrique devient rapidement trop riche pour que l'on puisse dénombrer les différentes U. M. mises en jeu. Si l'on utilise au contraire des électrodes sélectives afin de pouvoir identifier les U. M., l'échantillon recueilli n'est rapidement plus représentatif de l'activité de l'ensemble du muscle, ce qui est la principale critique que semble-t-il l'on puisse faire, par exemple, au travail des auteurs mentionnés ci-dessus. S'il s'avérait possible de compter sur un intervalle de temps donné, le nombre total de spikes correspondant à l'activité d'un échantillon de fibres musculaires représentatif de l'ensemble de l'activité du muscle, on pourrait ainsi mesurer à la fois le recrutement temporel et le recrutement spatial des UM. Dans cette perspective s'inscri-

vent les travaux de BERGSTROM (1959), de CLOSE et coll. (1960) et plus récemment, ceux de WILLISON (1964), MASON et MUNRO (1969) et FUSFELD (1971). Cependant, lorsque le nombre d'U.M. mis en jeu devient important, les différents spikes ont tendance à interférer entre elles et la détermination de leur nombre est faussée. Il s'en suit que les relations mises en évidence de cette manière ne semblent pas avoir, tout au moins sur le plan physiologique, une signification immédiate. Par contre, ainsi que nous l'avons établi dans le chapitre II, la somme algébrique des électromyogrammes obtenue à l'aide de trois électrodes-fils de sélectivité moyenne, implantées en trois points du muscle, est représentative de l'activité de l'ensemble du muscle. Si l'on prend soin, en un premier temps, de vérifier que cette condition est bien remplie, il semble que l'on puisse utiliser des électromyogrammes où les spikes n'interfèrent pas entre elles, tout en conservant un échantillon représentatif de l'activité de l'ensemble du muscle. On pourrait alors déterminer séparément sur chaque EMG le nombre de spikes et en effectuer la somme. En comparant l'expression globale du recrutement temporel et du recrutement spatial ainsi obtenue, à celle du recrutement temporel seul, il nous a semblé possible d'aborder le problème du recrutement spatial.

Les différents problèmes exposés ci-dessus seront abordés dans ce chapitre, successivement dans le cas de la gradation de la contraction isométrique et dans celui du maintien de la contraction. Leur étude portera sur l'activité du biceps brachial en raison des facilités d'exploration qu'il offre et de la possibilité de quantifier son action mécanique par la force externe, ainsi qu'il a été montré dans le chapitre précédent.

B - LE RECRUTEMENT DES U. M. DANS LA GRADATION
DE LA CONTRACTION ISOMETRIQUE.

I - TECHNIQUES ET PROTOCOLES

L'étude de l'activité des U. M. au cours de la gradation de la contraction statique a fait l'objet de plusieurs séries expérimentales.

Les conditions expérimentales sont identiques à celles utilisées dans les chapitres précédents pour l'étude de la contraction statique. Nous en rappellerons uniquement ici certains points essentiels. L'avant-bras et le bras sont dans un plan horizontal. Le coude est fléchi à 90°. Les sujets contrôlent la force qu'ils exercent sur l'écran d'un oscillographe.

Au cours des deux premières séries expérimentales, les épreuves ont consisté à maintenir pendant 30 s, différents niveaux de force proposés par l'expérimentateur. Les contractions réalisées étaient donc à la fois isométriques et isotoniques.



Dans la première série expérimentale, les valeurs de la force qui ont été proposées étaient de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 Kg. L'activité intramusculaire du biceps était détectée en trois points du muscle suivant les différents modes de dérivation décrits en détail dans le chapitre II, à savoir soit une dérivation monopolaire entre une électrode monofilaire et une électrode de surface indifférente, soit une dérivation bipolaire entre les électrodes monofilaires prises deux par deux, soit une dérivation bipolaire réalisée par une électrode bifilaire. Cette série expérimentale a porté sur 50 personnes des deux sexes, d'âge compris entre 16 et 61 ans.

Dans la seconde série expérimentale, les valeurs de la force proposées étaient de 1, 3, 5, 7, 10, 14, 21 Kg. Toutefois le maintien des forces les plus élevées n'a pas été imposé lorsque le sujet manifestait verbalement des signes de fatigue. Dans cette série, seul le mode

de dérivation bipolaire par électrodes bifilaires a été utilisé. Cinq sujets masculins, d'âge compris entre 30 et 66 ans, ont été examinés trois fois chacun, d'où un total de 15 examens.

Au cours de la troisième série expérimentale, les épreuves ont consisté à atteindre des valeurs de la force égales à 5 et 14 Kg. Les contractions réalisées étaient donc à la fois isométriques et anisotoniques. La consigne donnée au sujet était d'effectuer la contraction de façon aussi uniforme que possible, quitte à dépasser la valeur de la force proposée. De cette manière, la force développée augmentait de façon sensiblement linéaire en fonction du temps. Pour chacune des valeurs de la force à atteindre, le sujet effectuait 4 contractions lentes, puis 4 à vitesse de contraction moyenne, et enfin 4 rapides. Entre chaque contraction, un temps de repos est ménagé, comme dans les expériences précédentes, afin d'éviter les risques de fatigue. L'activité du biceps brachial a été détectée en trois points du muscle, à l'aide d'électrodes bifilaires. Cette étude a porté sur les 5 sujets examinés dans la série expérimentale précédente. Certains d'entre eux ont été examinés plusieurs fois, d'où un total de 12 examens.

L'analyse de l'activité des U. M. a été réalisée dans les deux premières séries expérimentales, au moyen de l'analyseur de signaux "Intertechnique". Le maintien d'un même niveau de force pendant 30 s permettait en effet un tel traitement. Les programmes d'analyse utilisés diffèrent dans les deux séries expérimentales. Dans la première, la détermination de l'intervalle moyen entre les battements successifs d'une même U. M. (\bar{T}) a été effectuée à l'aide du programme d'analyse statistique des intervalles de temps. Dans la seconde série expérimentale, l'étude des intervalles successifs entre les battements d'une même U. M. (T) a été effectuée au moyen du programme d'analyse séquentielle des intervalles de temps. La détermination de \bar{T} et de l'écart type était ensuite réalisée au moyen d'une calculatrice WANG 600, couplée à l'analyseur de signaux. Dans cette même série expérimentale, le nom-

bre total de spikes par seconde sur chaque dérivation (N) a été calculé au moyen du programme de "taux de comptage". Dans l'ensemble des cas, la sélection des U. M. avant analyse a été effectuée à l'aide du système de double seuil précédemment décrit (voir chapitre I).

Dans la troisième série expérimentale, les conditions de contraction anisotoniques ne permettent pas une analyse automatique du signal par les moyens techniques précédents. La mesure de T a été effectuée sur les tracés obtenus à l'aide du MINGOGRAF. La vitesse du déroulement de la bande magnétique, et celle du papier, ont été réglées de façon à ce qu'une mesure réalisée au moyen d'un double décimètre gradué en demi-millimètres, puisse être effectuée avec une précision de ± 1 ms.

Dans l'ensemble de cette étude, une reconnaissance visuelle des U. M. est à la base de l'analyse de leur activité, qu'il s'agisse du réglage du double seuil ou de l'analyse des tracés sur papier. Toute variation de potentiel conservant une forme constante lors de sa répétition dans le temps a été considérée comme un "potentiel d'U. M." unique. De légères modifications de forme n'ont pas été prises en considération, lorsque ces modifications se faisaient de façon progressive.

L'activité myoélectrique de surface a également toujours été enregistrée puis intégrée.

II - RESULTATS

L'activité des U. M. a été étudiée d'une part sur le plan de leur recrutement temporel et de leurs relations inter-individuelles, et, d'autre part, sur celui de leur recrutement spatial.

1 - Recrutement temporel et relations entre les U. M.

Le maintien de niveaux de forces de valeurs croissantes, s'accompagne, selon l'observation classique d'ADRIAN et BRONK (1929),

de la mise en jeu d'U. M. de plus en plus nombreuses, ayant chacune une fréquence de contraction croissante (fig. 39).

Au cours de la première série expérimentale, l'activité de 104 U. M. a été suivie jusqu'à des valeurs de la force de 5 ou 7 Kg. Dans la seconde série d'expériences, l'activité de 42 U. M. a pu être étudiée jusqu'à des valeurs de la force plus élevées: 14 à 21 Kg selon les cas. Ces valeurs correspondent alors à ce que nous qualifierons de force maximale volontaire (F. M. V.). Il s'agit des valeurs limites de la force qui pouvaient être maintenues pendant 30 s par les sujets dans nos conditions expérimentales.

Dans tous les cas, une relation stable, peu dispersée, a pu être mise en évidence entre l'intervalle moyen entre les battements successifs d'une même U. M. (\bar{T}), calculé sur 100 intervalles consécutifs, et la force maintenue (F). Cette relation est d'allure hyperbolique. \bar{T} décroît d'une valeur de 100 à 150 ms, jusqu'à une valeur de 30 à 40 ms. Cette décroissance est tout d'abord rapide pour des valeurs faibles de la force (jusque 5 à 10 Kg selon les sujets, soit environ un tiers de la F. M. V.), puis plus lente. En d'autres termes, la fréquence moyenne des U. M. varie en fonction de la force entre des valeurs limites qui sont respectivement de 6 c/s et 30 c/s. La figure 40 donne un exemple représentatif des relations obtenues.

L'examen visuel des diagrammes $\bar{T} - F$ montre que l'écart-type (σ) par rapport à \bar{T} diminue lorsque la force augmente et semble se stabiliser à partir de valeurs de la force égales ou légèrement inférieures au tiers de la F. M. V. Le paramètre pertinent en fonction duquel s'effectue la variation de l'écart-type, semble toutefois être la valeur de l'intervalle moyen \bar{T} . En effet, si l'on représente sur un même diagramme la relation entre σ et \bar{T} pour l'ensemble des U. M. étudiées, (ce qui a été réalisé pour deux U. M. de chaque examen de la seconde série expérimentale, soit 30 U. M.), il apparaît que σ diminue rapidement

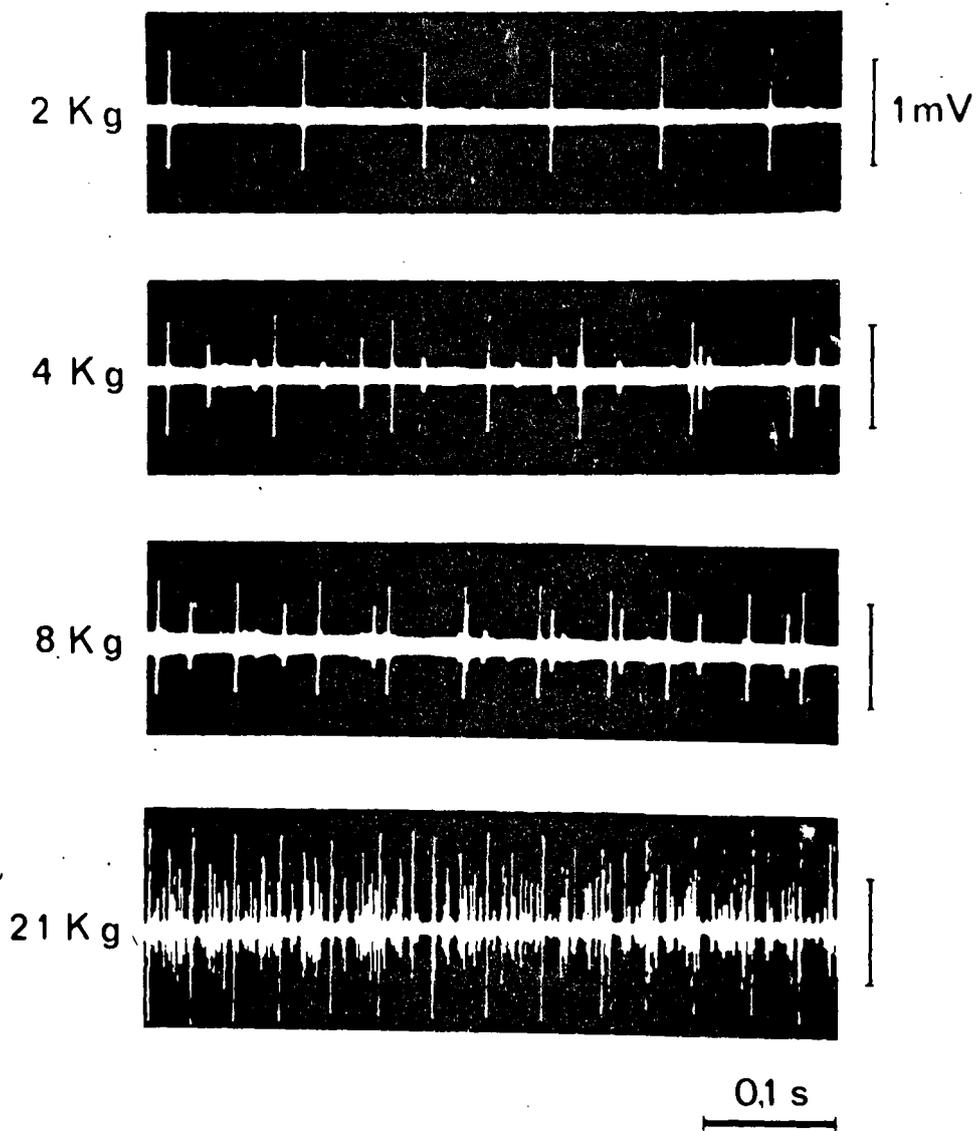


Fig. 39 Electromyogrammes élémentaires de la contraction isométrique du biceps brachial.

Les tracés correspondent de haut en bas au maintien de niveaux de force de valeurs croissantes jusqu'à la force maximale volontaire.

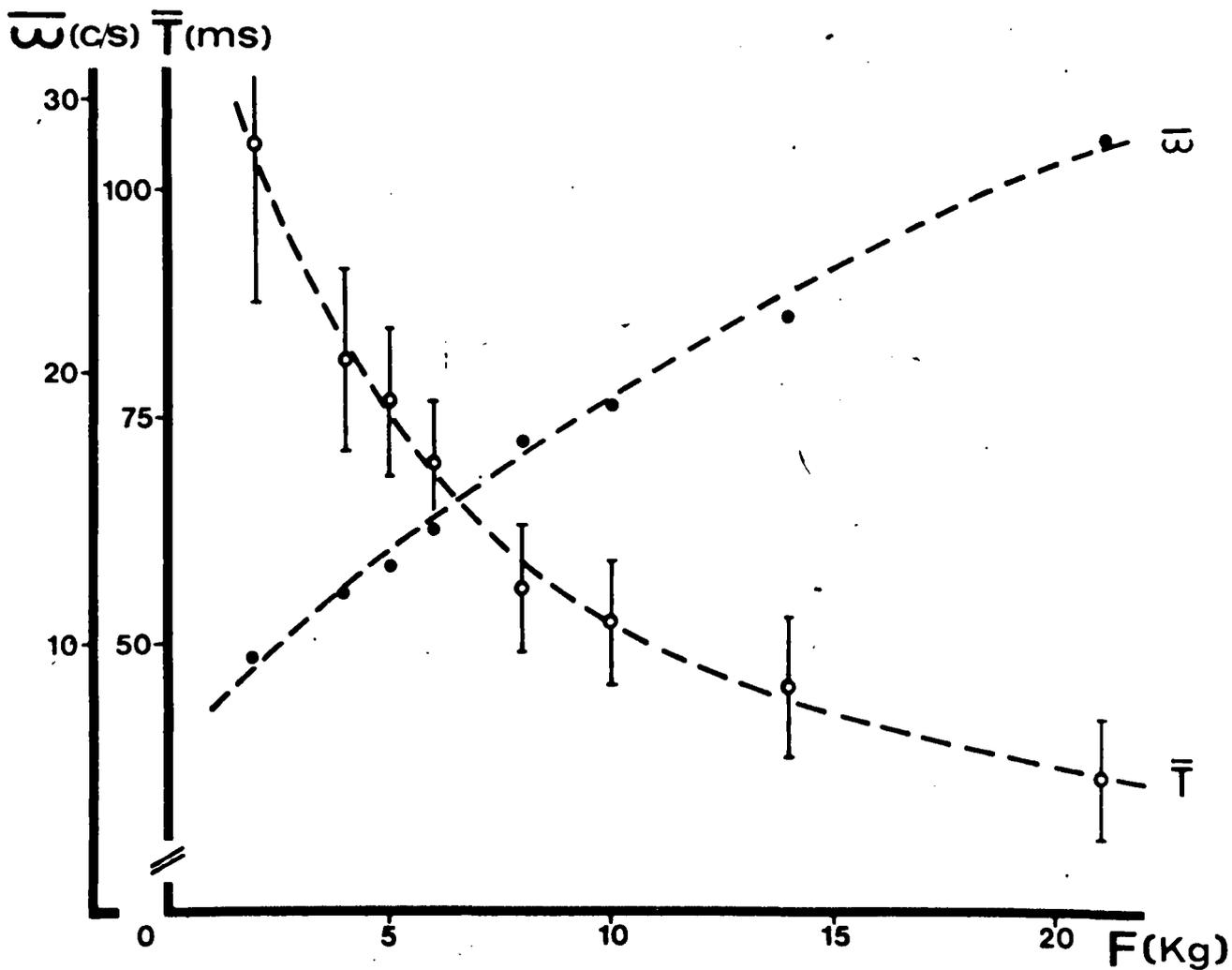


Fig. 40 Relation entre la force et l'intervalle moyen entre les battements successifs d'une même U. M.

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

F : force maintenue (en Kg).

La valeur d'un écart-type est reportée de part et d'autre de chaque valeur moyenne.

La relation entre la fréquence moyenne ($\bar{\omega}$) et la force est également représentée.

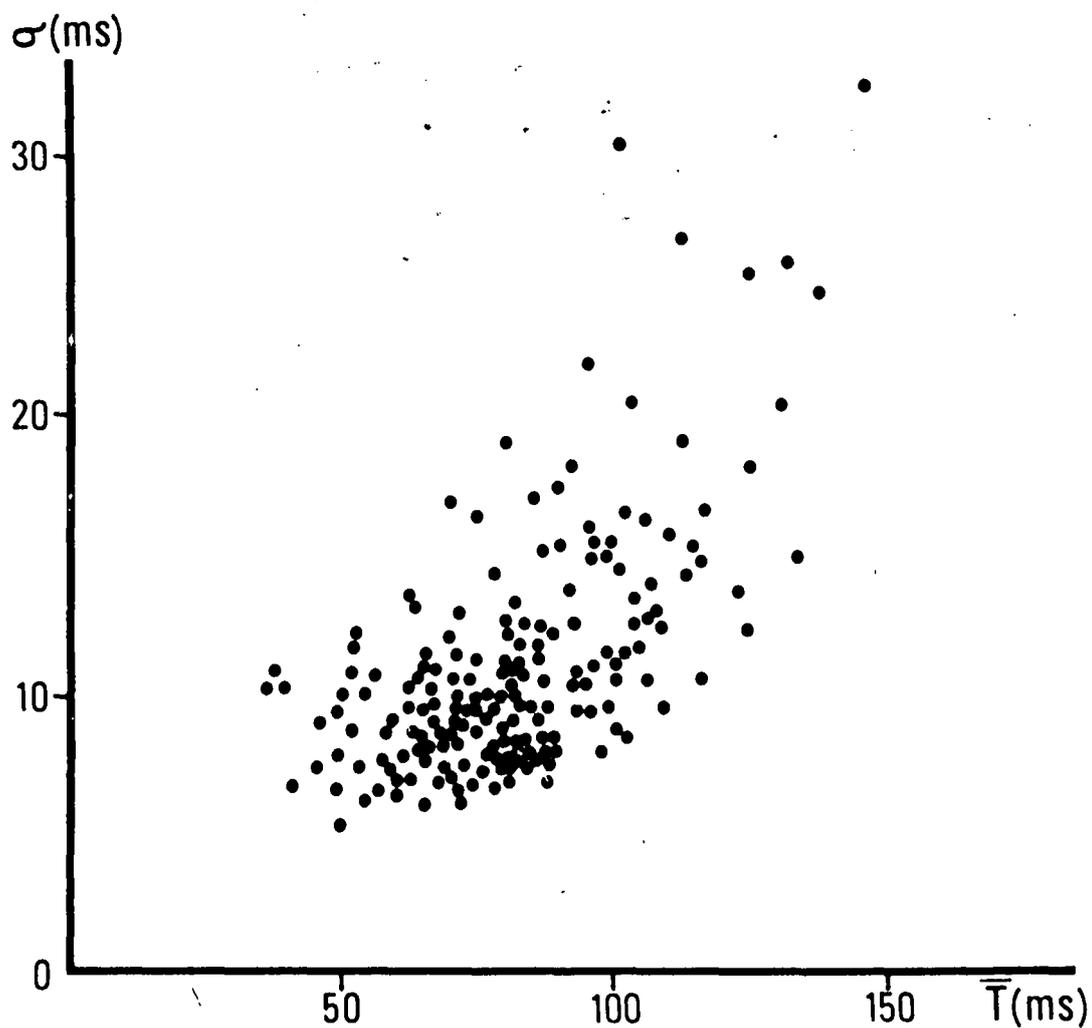


Fig. 41 Relation entre l'écart-type et l'intervalle moyen entre les battements successifs d'une même U. M.

$\underline{\sigma}$: écart-type (en ms).

\underline{T} : Intervalle moyen (en ms).

en fonction de \bar{T} et tendrait à se stabiliser autour d'une valeur de 8 à 10 ms dès que \bar{T} est inférieur à une valeur de l'ordre de 80 à 90 ms (fig. 41).

Les relations entre les activités des différentes U. M. ont été appréhendées, d'une part en comparant graphiquement la fréquence moyenne des U. M. étudiées au cours de la seconde série expérimentale, et d'autre part, en comparant les fréquences instantanées des U. M. mises en jeu dans la phase de maintien qui suit chaque "montée de force", dans la série expérimentale consacrée à l'étude de la contraction anisotonique.

Les résultats obtenus permettent semble-t-il de considérer que pour un niveau de force donné, les intervalles moyens de chaque U. M. ont une valeur voisine (fig. 42).

Dans de rares cas la fréquence moyenne d'une U. M. se trouve être de valeur inférieure ou supérieure à celle des autres U. M. actives. Il s'agit alors d'U. M. dont la mise en activité se fait en cours de maintien et qui, le plus souvent, cessent d'être actives avant la fin de ce maintien. On remarque alors généralement que la variabilité des intervalles de ces U. M. est plus grande que celle des autres U. M. Il semble que l'on puisse considérer que la différence de fréquence observée est liée à une différence d'excitabilité des motoneurones: lorsque le niveau de force correspondrait à une excitation juxtaliminaire des motoneurones, ceux-ci répondraient par une activité instable.

La mesure de la "fréquence instantanée" des U. M. était de nature à confirmer et valider le résultat précédent. En effet, nous verrons plus loin que la fréquence des U. M. varie de façon continue en fonction du temps, pour un même niveau de force. La prise en considération d'une moyenne était dès lors mathématiquement discutable. On constate (fig. 43) qu'au cours du maintien, les fréquences instantanées de différentes U. M. varient dans une même gamme de valeurs. La notion de fréquence moyenne commune se trouve donc justifiée.

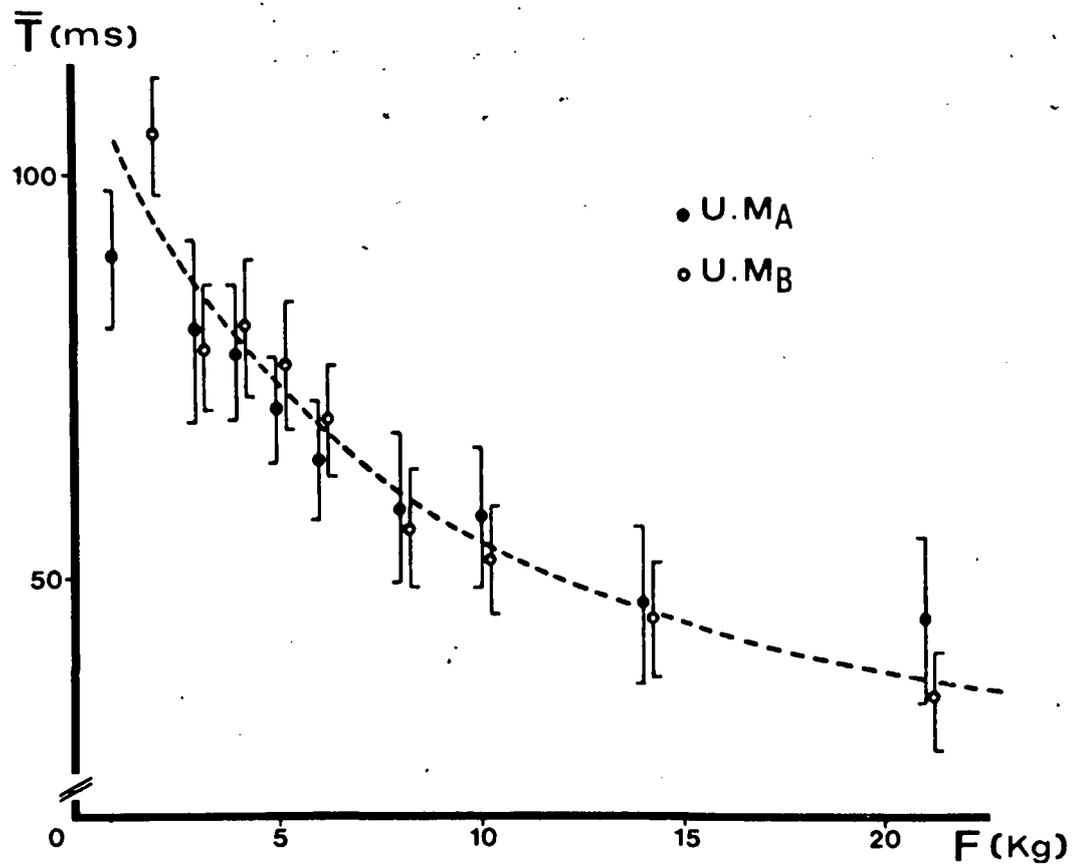


Fig. 42 Relation entre l'intervalle moyen de battement et la force au cours du travail statique, pour deux U. M.

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

F : force maintenue (en Kg).

La valeur d'un écart-type est figurée de part et d'autre de chaque valeur moyenne.

Afin de préciser l'influence de la vitesse de contraction sur le recrutement temporel des U. M. , nous avons représenté graphiquement, pour chaque montée de force étudiée, la variation en fonction du temps de la fréquence instantanée de battement des U. M. ($\omega = \frac{1}{T}$), ainsi que celle de la force (F) correspondante. Nous avons ensuite tenté d'établir une relation entre ω et F. A cette fin, il a été associé à chaque valeur de ω , la valeur de la force correspondante, non pas à la fin de l'intervalle considéré pour le calcul de cette fréquence, mais à celle atteinte 50 ms après cette date. Lorsque la force exercée par le muscle varie à chaque instant, il est en effet nécessaire de tenir compte de la latence entre activité électrique et activité mécanique. La valeur de 50 ms correspond approximativement à la mesure de cette latence effectuée dans des conditions de travail dynamique (voir chapitre III).

De cette manière, l'activité de 52 U. M. a été suivie au cours de 86 montées de force.

Les résultats obtenus indiquent que deux modalités de recrutement temporel sont à considérer suivant la vitesse de la contraction:

a) Lorsque la contraction se fait à vitesse lente, les U. M. dont la mise en jeu précède, ou est contemporaine du début de la contraction, ont une fréquence de battement qui augmente au fur et à mesure que la force augmente (fig. 44). Les relations que l'on peut mettre en évidence entre ω et F (Fig. 45) sont alors voisines de celles obtenues entre la fréquence moyenne et la force F au cours de la contraction isotonique.

Les U. M. dont la mise en jeu se fait après le début de la contraction, présentent deux phases de recrutement temporel distinctes (fig. 46). En un premier temps, la fréquence de battement augmente rapidement, indépendamment de la force, pour atteindre une valeur proche de celle des U. M. déjà actives. Ensuite, dès que cette valeur est atteinte, la fréquence de battement augmente en fonction de la force. La mise en

jeu d'une U. M. au cours d'une contraction statique, isotonique ou anisotonique, passe donc toujours par une première phase que l'on pourrait qualifier d'adaptation, pendant laquelle la fréquence de cette U. M. semble sans liaison apparente avec l'ensemble de la contraction. La détermination d'une relation entre ω et F ne peut donc se faire qu'une fois cette phase d'adaptation terminée. Les variations instantanées de ω rendant par ailleurs la détermination de la durée de cette dernière assez subjective, il s'ensuit que ces relations seront plus ou moins dispersées suivant la limite de fréquence que l'on se sera fixée

b) Lorsque la contraction se fait à vitesse rapide, certaines U. M. mises en jeu ont une fréquence instantanée initiale de valeur supérieure à celle qu'elles présentent au cours de la phase de croissance de la force ou même parfois supérieure à celle atteinte au cours du maintien du niveau de force final (fig. 43). Aucune relation précise n'a pu être mise en évidence entre cette fréquence initiale et la vitesse de la contraction.

Dans la majorité des cas, une même U. M. est susceptible d'être recrutée suivant l'une ou l'autre de ces modalités, selon la vitesse de la contraction (fig. 47). Toutefois, il arrive parfois que ces U. M. ne soient actives que dans la phase d'accroissement de la force et uniquement pour des vitesses de contraction rapides.

En ce qui concerne les relations entre les activités des différentes U. M., il apparaît que dans ce dernier mode de contraction les fréquences instantanées des différentes U. M. ne sont voisines que dans l'intervalle de temps suivant la phase d'adaptation des U. M. et, le plus souvent, uniquement pour des mouvements relativement lents. Les valeurs de ω sont alors groupées autour d'une même valeur moyenne pour toutes les U. M. actives.

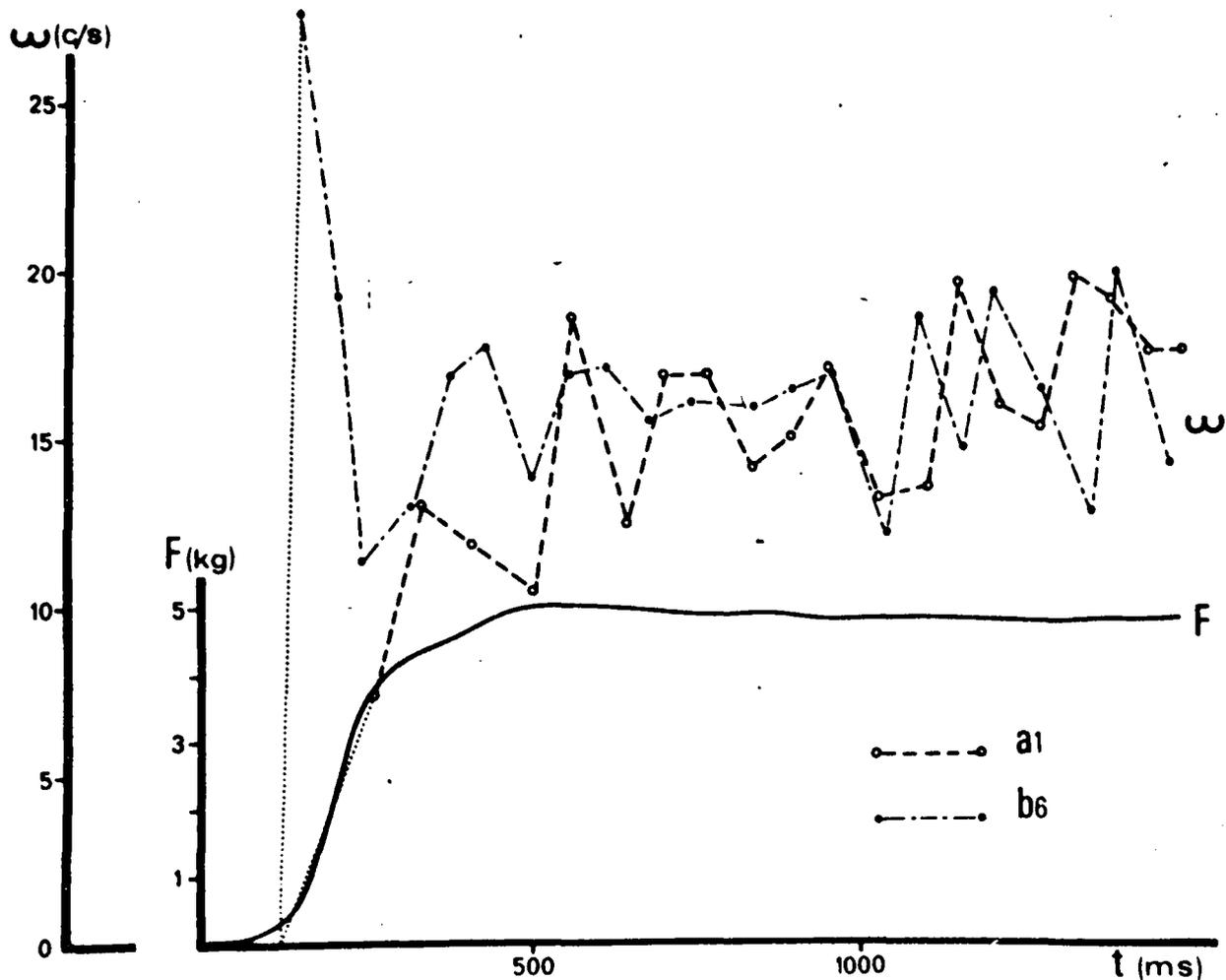


Fig. 43 Variations simultanées de la force et de la fréquence de battement des U. M. en fonction du temps, au cours du maintien d'une force suivant une " montée de force " rapide.

ω : fréquence instantanée (en c/s).

F: force (en Kg).

t: temps (en ms).

a_1 et b_6 : activité de deux U. M.

Les traits en pointillés figurent la mise en activité de chaque U. M.

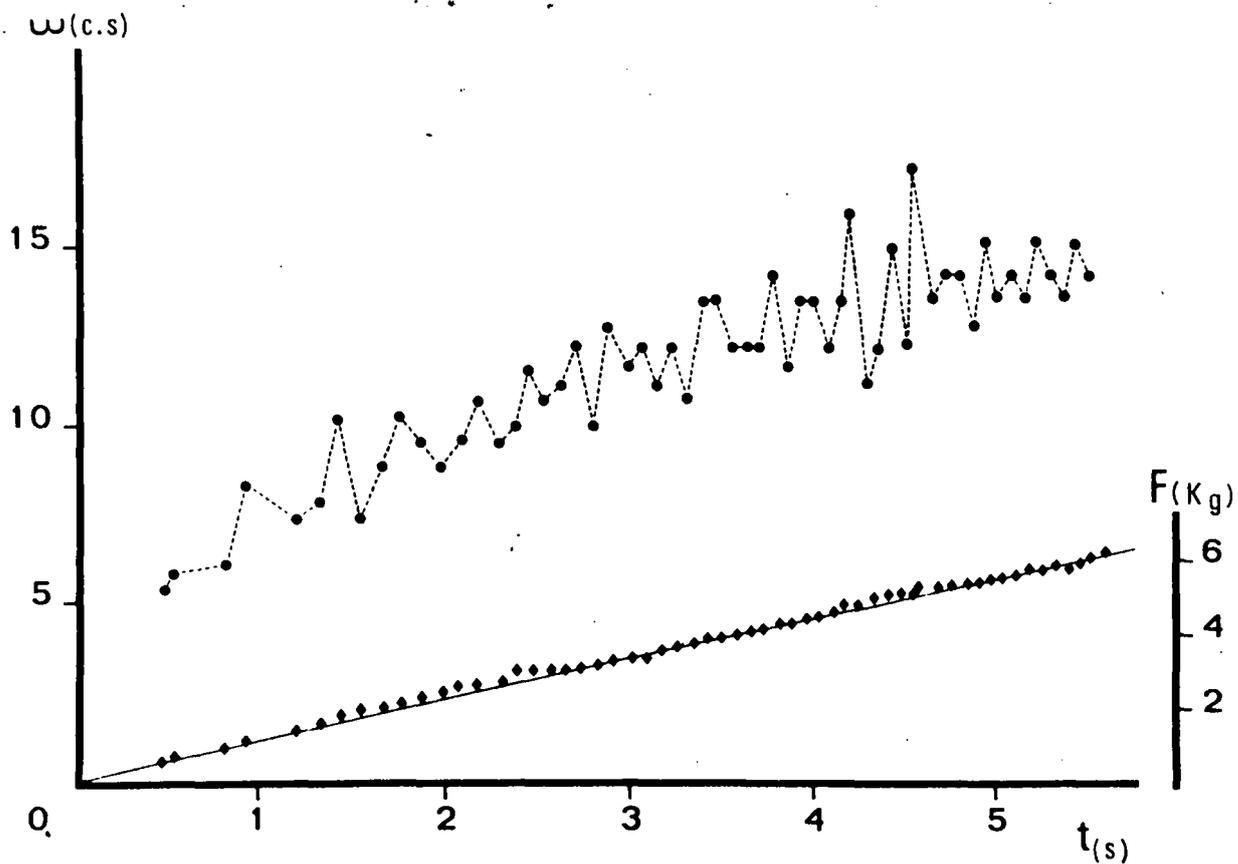


Fig. 44 Variations simultanées de la force et de la fréquence de battement d'une U. M. au cours d'une "montée de force" lente.

ω : fréquence instantanée (en c/s).

F : force (en Kg).

t : temps (en s.).

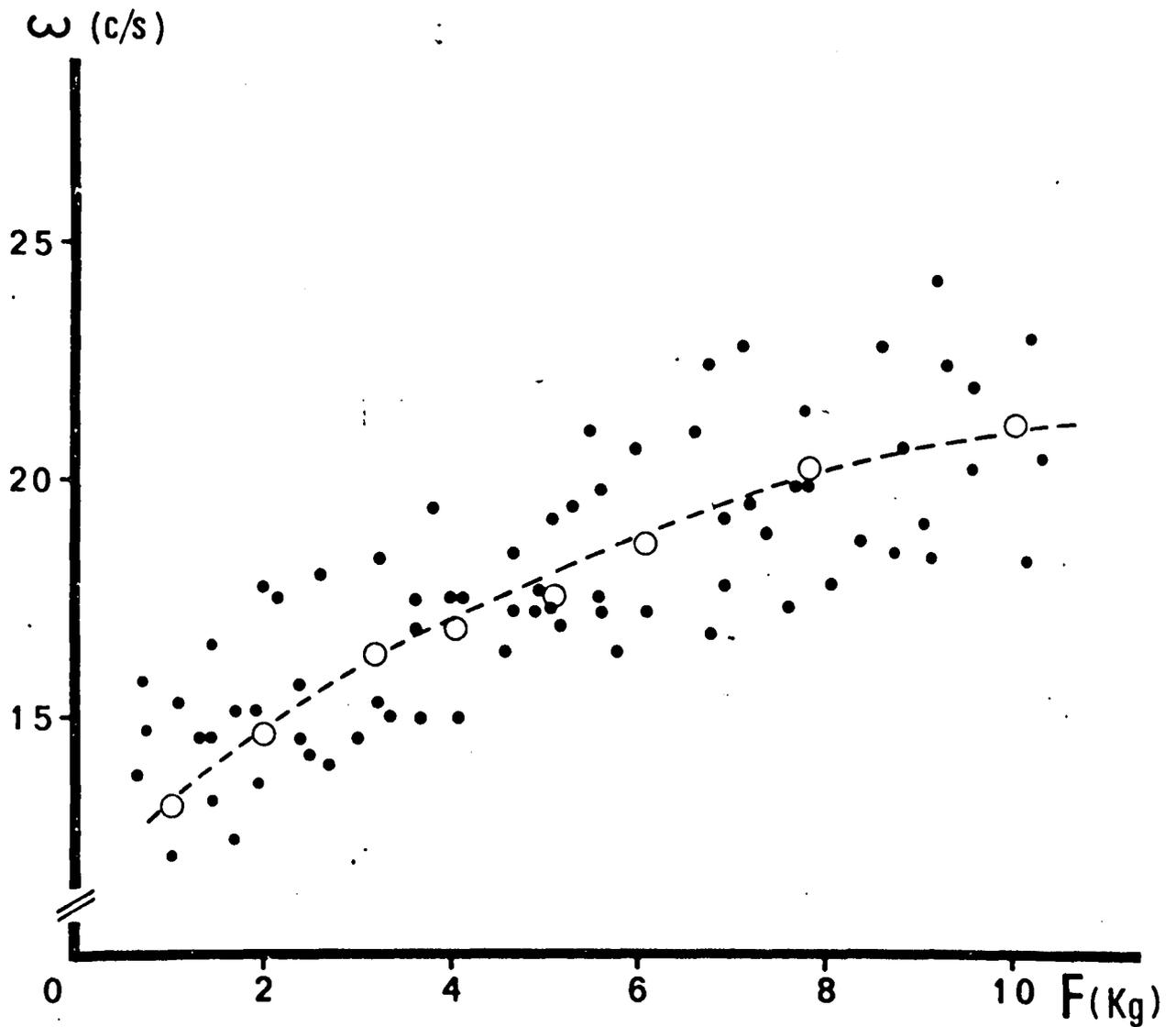


Fig. 45 Relation entre la "fréquence instantanée" de battement d'une U. M. et la force au cours de montées de force lentes.

Les valeurs obtenues au cours de 5 montées de force ont été représentées.

ω : fréquence instantanée de battement d'une U. M. (en c/s).

F : force (en Kg).

Les cercles et la courbe en tirets représentent la relation entre la fréquence moyennée et la force, obtenue pour ce même sujet en considérant le maintien de différents niveaux de force.

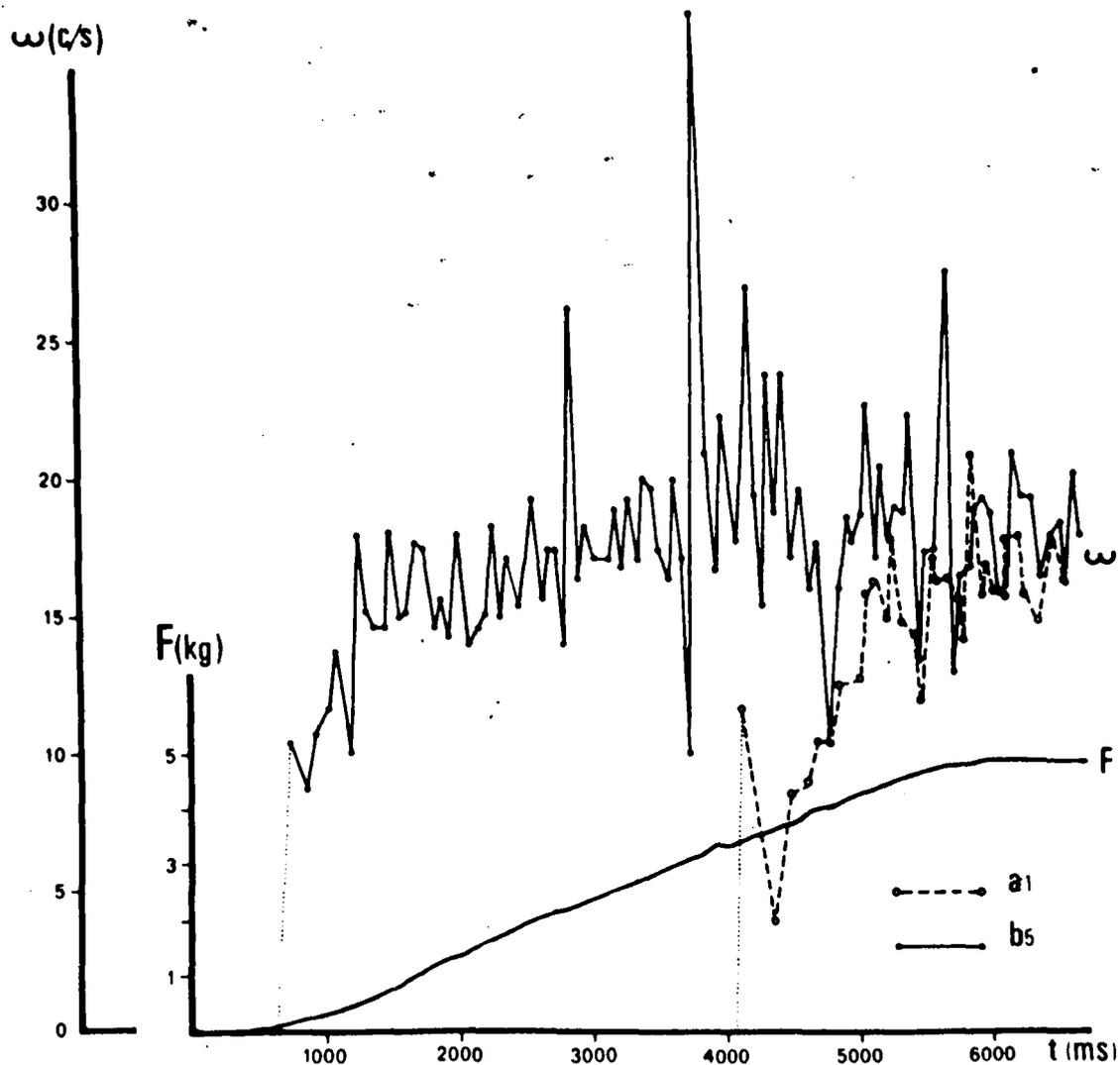


Fig. 46 Variations simultanées de la force et de la fréquence de battement des U.M. en fonction du temps, au cours d'une "montée de force" lente.

ω : fréquence instantanée (en c/s).

F : force (en Kg).

t : temps (en ms).

a_1 et b_5 : activité de deux U.M.

Les traits en pointillés figurent la mise en activité de chaque U.M.

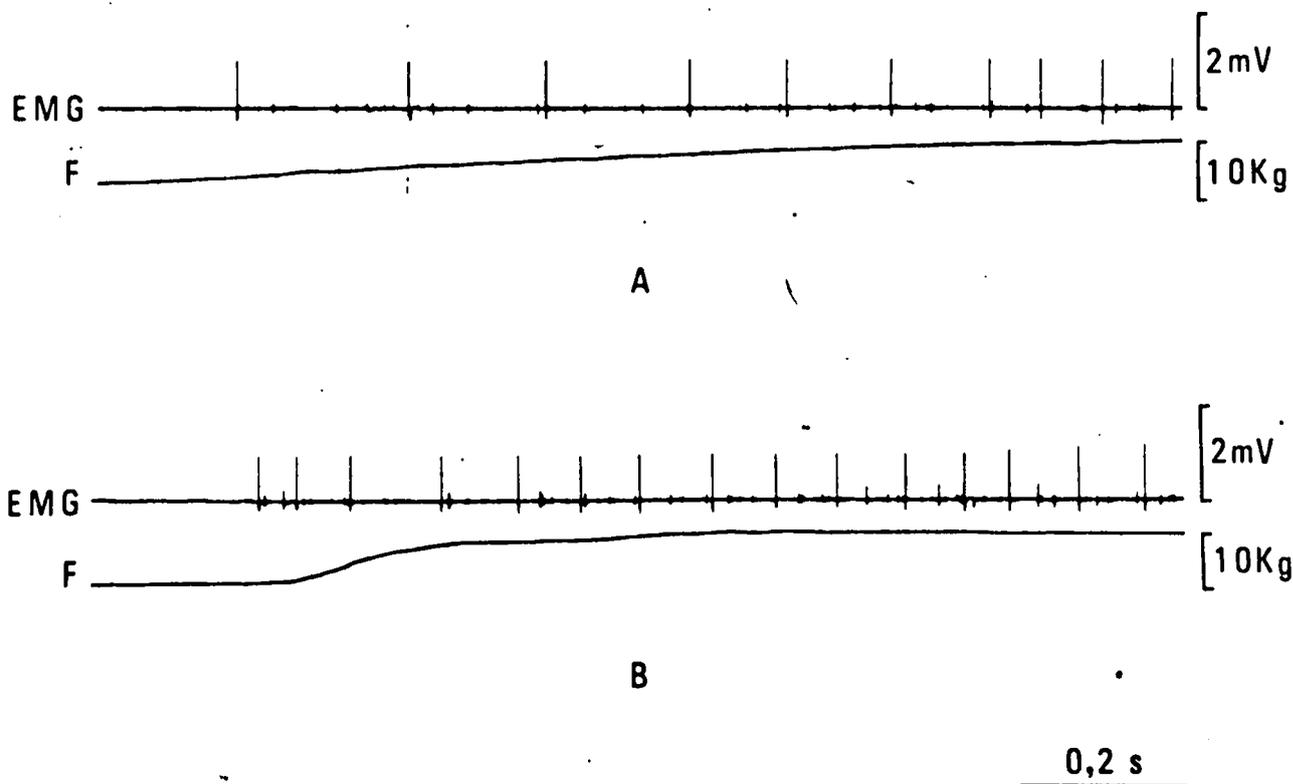


Fig. 47 Activité d'une même U. M. au cours de deux "montées de force"

A: "montée de force" lente

B: "montée de force" rapide.

EMG : électromyogramme élémentaire du biceps brachial.

F : force (en Kg).

2 - Recrutement spatial des U. M.

L'étude du recrutement spatial des U. M. a porté sur 14 des 15 examens réalisés au cours de la seconde série expérimentale.

Une expression globale du recrutement spatial et du recrutement temporel a été obtenue en mesurant le débit de spikes sur chaque dérivation pendant les 30 s. de maintien, puis en effectuant le total des trois débits. La mesure de ces débits a été réalisée à l'aide du programme de "taux de comptage" de l'analyseur de signaux. A cet effet, le niveau du seuil de discrimination en amplitude des U. M. était réglé juste au-dessus du bruit de fond des enregistrements, de façon à prendre en considération l'ensemble des potentiels d'U. M. L'évolution du nombre N de spikes par seconde, ainsi déterminé, a été étudiée en fonction de la force (F).

Pour chacun des examens effectués, une relation d'allure quadratique a été mise en évidence entre N et F. La figure 48 donne un exemple des relations obtenues pour un même sujet. La forme et la dispersion de cette relation ont été précisées par une méthode des moindres carrés. En première approximation, la relation entre N et F est ajustable à une fonction de la forme $N = a + bF + cF^2$. C'est en effet pour cette fonction que les coefficients de corrélation sont les plus élevés comparativement aux autres fonctions testées (droite, puissance, exponentielle). Le coefficient de corrélation (r de Bravais Pearson) est compris entre .77 et .99 pour l'ensemble des examens (r moyen = .98) et est très significatif à .01. Il s'agit donc d'une relation peu dispersée, et en outre, parfaitement reproductible d'un sujet à l'autre. Il est à remarquer qu'elle s'ajuste au même type de fonction que celle entre l'EMG de surface intégré et la force (voir chapitre II).

Des données obtenues sur le recrutement temporel des U. M., il résulte que la fréquence moyenne de battement des U. M. peut être

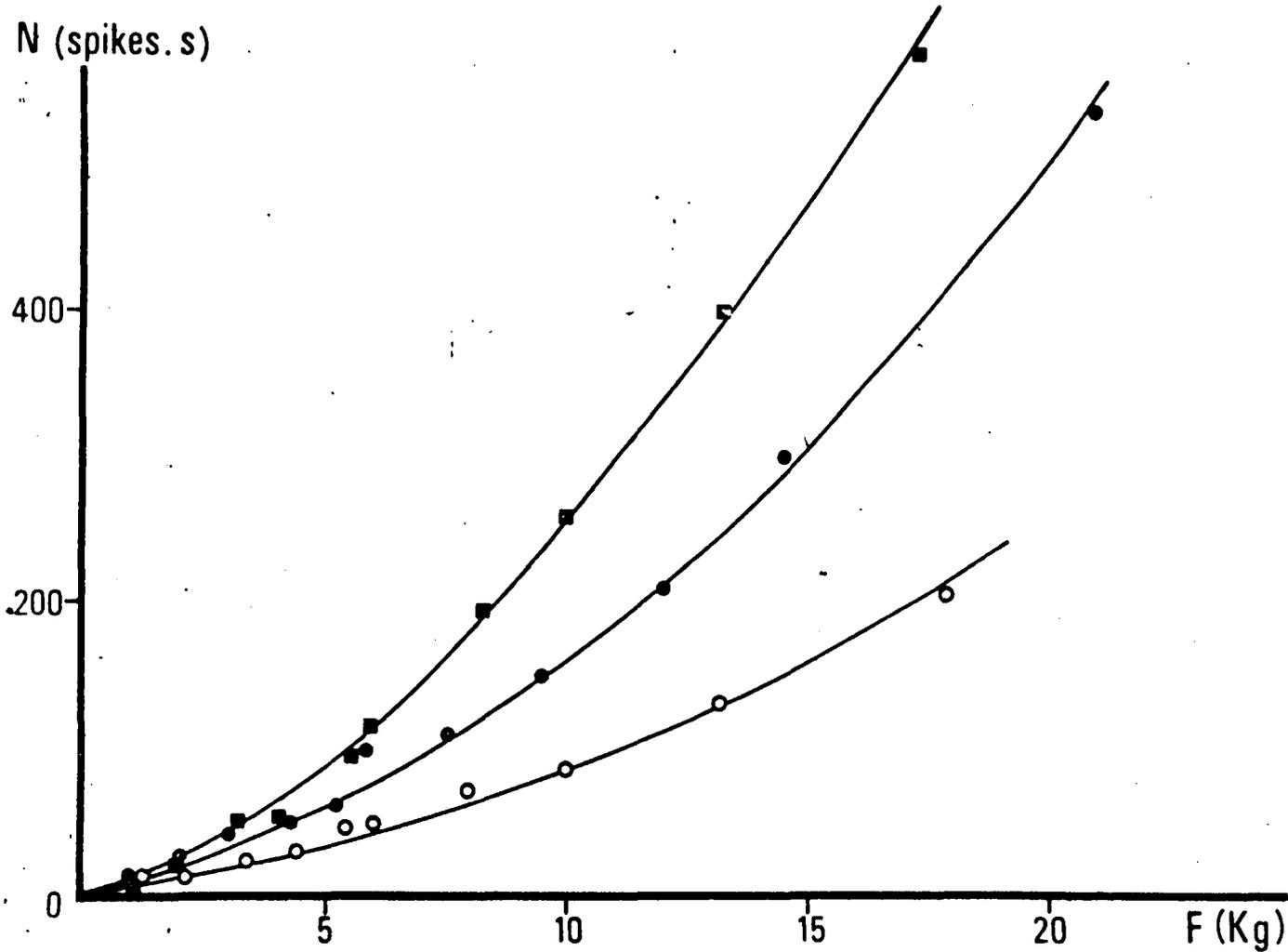


Fig. 48 Relation entre le recrutement des U. M. et la force au cours de la contraction isométrique, isotonique.

N : Nombre total de spikes. s.

F : force (en Kg).

Les trois courbes correspondent à trois examens effectués sur un même sujet.

considérée comme commune à l'ensemble des U. M. pour un niveau de force donné. Dans la mesure où le nombre N de spikes, s représente le produit du nombre d'U. M. actives : (n) par leur fréquence de battement (ω), connaissant N et ω on peut donc en déduire n . On détermine ainsi différentes relations entre n et la force F . Ces relations représentent alors le recrutement spatial des U. M. Les relations obtenues sont d'allure linéaire pour l'ensemble des 14 examens effectués. La figure 49 présente les résultats concernant un même sujet. Le même test d'ajustement que précédemment, appliqué à chaque examen, confirme que cette relation s'ajuste à une fonction linéaire de la force, ($.91 < r < .98$ pour l'ensemble des examens). Toutefois, si l'on considère attentivement les différents diagrammes $n-F$ établis, il semblerait que, pour les valeurs les plus élevées de la force, il y ait une tendance à une augmentation moins rapide de n .

L'étude de l'activité des U. M. au cours des "montées de force" a, par ailleurs, montré l'existence d'un ordre constant dans la mise en jeu des U. M. ayant les seuils d'activités les plus bas. Pour 86 montées de force étudiées, la mise en jeu des 3 premières U. M. s'effectuait dans un ordre constant au cours de 83 montées. Un ordre rigoureux n'apparaissait toutefois pas pour les U. M. suivantes.

III - DISCUSSION

Nous envisagerons successivement dans cette discussion les résultats obtenus en ce qui concerne le recrutement temporel et le recrutement spatial des U. M.

1 - Le recrutement temporel des U. M.

Les données obtenues montrent qu'au cours d'une contraction

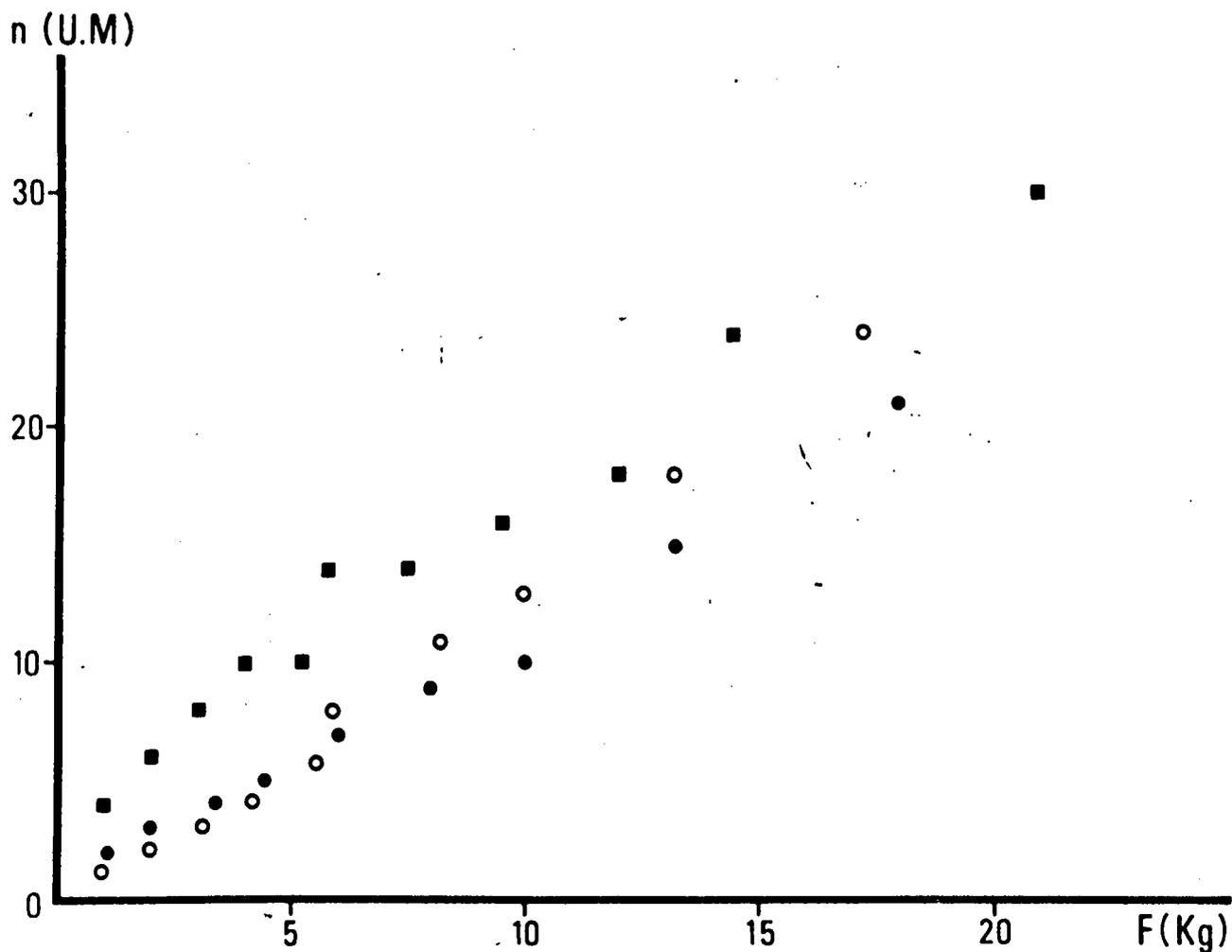


Fig. 49 Relation entre le nombre d'U.M. actives et la force au cours de la contraction isométrique, isotonique.

n: nombre d'U.M. actives.

F: force (en Kg).

Les cercles blancs, les points noirs et les carrés noirs correspondent aux valeurs obtenues au cours de trois examens effectués sur un même sujet. Même sujet et mêmes examens que pour la figure précédente.

isométrique dont la force croit jusqu'à la force maximale volontaire, la fréquence des U. M. varie de façon appréciable (de 6 à 30 c/s). L'augmentation de fréquence est plus rapide jusqu'à des valeurs de la force inférieures au tiers environ de la F. M. V., qu'elle ne l'est pour les valeurs plus élevées de celle-ci. Toutefois, aucun "plateau" à proprement dit, n'apparaît dans la courbe de recrutement. Ceci suggère que le recrutement temporel joue un rôle dans la gradation de la force, jusqu'aux valeurs proches de la force maximale et que ce rôle est particulièrement important pour les valeurs faibles de la force.

Ces résultats sont en accord avec les travaux, notamment de DASGUPTA et SIMPSON, (1962) et MILLNER-BROWN, (1973) portant sur l'activité du premier interosseux dorsal. Ils diffèrent par contre de ceux de BIGLAND et LIPPOLD concernant l'activité de l'abducteur du cinquième doigt, pour lesquels la fréquence de battement des U. M. stable pour les valeurs moyennes de la force, augmenterait de nouveau pour les valeurs élevées. Il faut remarquer à ce sujet que les valeurs de la force maximale volontaire que nous avons considérées sont inférieures à celles de force maximale obtenues couramment pour de jeunes athlètes (HUNSICKER, 1955). Cette différence de force pourrait être liée entre autres à la posture des sujets et au fait qu'un maintien de 30 s était imposé. L'influence de l'âge et de la motivation ne sauraient également être sous-estimées. Il se pourrait donc que la fréquence des U. M. puisse réaugmenter rapidement, pour des valeurs de la force supérieures à celles considérées dans ce travail, ce qui expliquerait également les différences de fréquence maximale relevées: 25 à 30 c/s contre 50 c/s. Un autre élément d'explication pourrait résider dans la nature différente des muscles explorés. En effet, selon TOKIZANE et SHIMAZU (1964), les U. M. de type phasique prédominant dans les muscles distaux des membres et les fréquences maximales des U. M. y sont plus importantes. Il se pourrait donc que la relation mise en évidence par BIGLAND et LIPPOLD (1954) traduise plus particulièrement le recrutement temporel d'U. M.

de type phasique et que la relation mise ici en évidence traduise plutôt celui d'U. M. de type tonique. Nous verrons toutefois dans le chapitre VI que cette hypothèse semble peu probable.

L'existence d'une fréquence moyenne commune à l'ensemble des U. M. actives constitue un résultat original. Cette caractéristique de l'activité des U. M. en contraction isométrique avait toutefois été notée dans certains cas par SEYFFARTH (1941), notamment dans le travail sous ischémie et par GELFAND et coll. (1963). Cependant, pour ces derniers auteurs, la fréquence des U. M. ne variait pas en fonction de la force. Il convient de préciser que cette notion n'est valable que pour des contractions isotoniques ou anisotoniques lentes et qu'elle n'intéresse pas la phase de mise en activité, ou phase "d'adaptation" des U. M. Elle implique l'existence d'un contrôle en fréquence, commun à l'ensemble des U. M. actives. Quelle que soit l'hypothèse faite sur la nature de ce contrôle, la diffusion de celui-ci à l'ensemble des U. M. actives, est plausible. Il est en effet connu que le réseau d'interneurones peut assurer une large divergence des connections synaptiques qu'elles soient d'origine centrale ou périphériques. Pour prendre les hypothèses les plus couramment invoquées; dans celle d'un contrôle par le système I_a , MENDELL et HENNEMAN (1971) ont pu montrer que les terminaisons du système I_a se distribuaient largement dans le pool des motoneurones; dans celle d'un contrôle par les circuits de Renshaw, il est également connu que l'inhibition récurrente, due au fonctionnement d'un motoneurone, n'affecte pas seulement l'activité de ce dernier, mais celles de nombreux autres motoneurones (ECCLES et coll., 1954, 1961).

La mise en jeu d'une U. M. au cours de la contraction isométrique passe toujours par une phase que nous avons pu qualifier de "phase d'adaptation", pendant laquelle l'activité de l'U. M. est indépendante de la force développée par l'ensemble du muscle. Pendant celle-ci la fréquence de battement augmente rapidement pour atteindre celle

des U.M. précédemment actives. La mise en jeu des motoneurones correspondants se ferait donc, soit par une augmentation progressive de l'intensité des influx présynaptiques, soit par une levée progressive d'une inhibition présynaptique, puisque la fréquence de décharge des motoneurones est linéairement proportionnelle à la somme algébrique des influx excitateurs (+) et des influx inhibiteurs (-) (GRANIT et coll. 1966, GRANIT, 1968).

La variabilité de la fréquence de battement de chaque U.M. diffère suivant le niveau de force considéré et semble sous la dépendance de la valeur moyenne de l'intervalle entre chaque battement. Ce résultat concorde avec ceux rapportés par KAWAKAMI (1955), TOKIZANE et SHIMAZU (1964), PERSON et KUDINA (1972). Il doit être discuté, d'une part sur le plan des effets mécaniques, d'autre part sur le plan des mécanismes de régulation de l'activité des motoneurones. Sur le plan de l'activité mécanique, il semble que l'augmentation de la variabilité de la fréquence de contraction de chaque U.M., lorsque la force diminue, soit à même d'assurer la stabilité de la contraction de l'ensemble du muscle. En effet, plus la force est faible, plus le nombre d'U.M. actives est faible et plus la fréquence de celles-ci est faible. L'activité globale du muscle tend alors vers une succession de secousses musculaires. L'augmentation de la variabilité semble à même d'assurer une sommation continue de ces secousses au niveau du tendon. Sur le plan des mécanismes de régulation de l'activité des motoneurones, il est frappant de remarquer que la valeur de l'intervalle moyen à partir de laquelle se stabilise la variabilité de fréquence de battement de chaque U.M., est voisine de 80 à 90 ms, qu'il s'agisse ici du biceps brachial ou du grand droit de la cuisse (PERSON et KUDINA, 1972). Or cette valeur de \bar{T} correspond à la durée moyenne de la phase d'hyperpolarisation des motoneurones phasiques du muscle grand droit du chat (ECCLES et coll., 1958). Dans la mesure où ces données sont généra-

lisables aux muscles des membres chez l'homme, il semblerait donc que, lorsque l'intervalle entre les battements d'une U. M. atteint la valeur moyenne de 80 à 90 ms, la décharge du motoneurone tendrait à se produire pendant la phase d'hyperpolarisation de la décharge précédente. En d'autres termes, et nous rejoindrons en cela l'hypothèse de PERSON et KUDINA (1972), la durée de la phase d'hyperpolarisation des motoneurones serait un facteur essentiel de régulation de la variabilité de fréquence de la décharge. Ceci n'implique pas pour autant que les U. M. ou les motoneurones mis en jeu dans la contraction isométrique, soient uniquement de type tonique mais semble impliquer par contre que les deux types d'U. M. seraient mis en jeu dès ces valeurs de la force. La valeur de 80 à 90 ms correspondrait plutôt, si l'on considère les données de TOKIZANE et SHIMAZU (1964), à l'intervalle moyen pour lequel la valeur de la variabilité de fréquence se stabiliserait à la fois pour les U. M. de type tonique et celles de type phasique, les premières tendant à se stabiliser plus tôt mais avec une variabilité de valeur plus importante. Nous discuterons sur ce point de façon plus détaillée dans le chapitre VI.

La vitesse de contraction est apparue comme étant un facteur important dans le recrutement temporel des U. M. Pour des vitesses rapides, il a été montré que la fréquence instantanée initiale des premières U. M. mises en jeu était plus importante que pendant le restant de la contraction. Ce résultat concorde avec ceux de GYDIKOV et KOSAROV, 1972). Par contre, il ne nous semble pas possible d'en conclure que ce mode de recrutement caractérise l'activité d'U. M. de type tonique. Nous avons pu montrer en effet qu'une même U. M. était susceptible d'être recrutée, suivant l'une ou l'autre des modalités de recrutement, selon la vitesse et que le mode de recrutement "vitesse rapide" caractérisait les premières U. M. mises en jeu dans le mouvement. Une explication doit alors probablement en être recherchée

dans le fait que la phase initiale de la contraction n'est vraisemblablement pas isométrique en ce qui concerne les éléments contractiles du muscle. Lors de contractions rapides, ces derniers sont en effet susceptibles, d'après le modèle à deux composantes de HILL (1938), d'étirer initialement les éléments élastiques musculo-tendineux, lesquels restitueraient ensuite une partie de l'énergie ainsi emmagasinée (AUBERT, 1955; GOUBEL, 1974).

2 - Le recrutement spatial des U. M.

Avant de discuter les résultats obtenus, il convient, en premier lieu, de s'interroger sur la validité de la méthode employée afin de déterminer le recrutement spatial des U. M.

Les électromyogrammes intramusculaires détectés au moyen des électrodes-fils, sont de type simple ou de type intermédiaire jusqu'aux valeurs les plus élevées de la force. Ceci signifie que les différents "potentiels d'U. M." ou spikes, n'interfèrent pas entre eux et que chaque spike traduit bien l'activité d'une seule U. M. Le dénombrement de ces spikes va donc permettre une approche réelle des mécanismes de recrutement des U. M.

L'utilisation d'un simple seuil en amplitude comme base de comptage des spikes implique cependant deux considérations:

1 - Les spikes enregistrés sont soit monophasiques, soit biphasiques, soit triphasiques (PETERSEN et KUGELBERG, 1949; BUCHTHAL et coll., 1954; JARCHO et coll., 1958; MAGORA et GONEN, 1970,). Le nombre N de spikes mesuré représente donc le nombre total de spikes par seconde, à un coefficient k_1 près qui dépend de la proportion relative de chacune des formes de spikes.

2 - Le nombre N de spikes dépend également du niveau du seuil de comptage. Il n'a de signification que si le gain des amplificateurs est maintenu constant pendant toute la durée d'un même examen (PERSON

et KUSHNAREV, 1963). Cette condition étant réalisée ici, l'utilisation d'un seuil plus ou moins proche du niveau du bruit de fond implique qu'un plus ou moins grand nombre de spikes de petite amplitude n'est pas pris en considération. Le nombre N dépend ainsi également d'un coefficient k_2 qui représente la fraction du nombre de spikes mesuré, par rapport au nombre de spikes qui traduirait l'activité de l'ensemble des U. M. mises en jeu.

De ces deux considérations, on peut déduire la relation $N = (k_1 + k_2) \cdot n \cdot \omega$ dans laquelle les coefficients k_1 et k_2 sont des constantes pour un même examen et ont la signification donnée ci-dessus et où $n \cdot \omega$ représente le produit du nombre d'U. M. mises en jeu par leurs fréquences respectives d'activité. En d'autres termes, N peut être considéré comme un indice fidèle à la fois du recrutement spatial et du recrutement temporel des U. M.

L'ensemble de ce raisonnement n'a toutefois de signification que si la somme des activités détectées par les trois électrodes-fils, est bien représentative de l'activité de l'ensemble du muscle, ce qui doit se traduire par l'existence d'une relation linéaire entre l'EMG de surface intégré et la somme algébrique des EMG élémentaires intégrée (voir chapitre II). Cette condition ayant été vérifiée (fig. 50), N peut être considéré comme représentatif du recrutement temporel et du recrutement spatial de l'ensemble des U. M. du muscle.

La consistance même des relations entre N et F (reproductibilité, faible dispersion), ajoute par ailleurs un argument non négligeable, en faveur de la méthode utilisée.

La relation entre N et la force montre que les différents modes de recrutement des U. M. jouent constamment un rôle dans la gradation de la force jusqu'aux valeurs proches de la force maximale. Cette relation s'ajuste au même type de fonction que celle entre l'EMG de surface intégré et la force. Un tel résultat pouvait être prévisible dans la mesure où l'EMG de surface intégré (Q) est considéré comme représentant l'ensemble des mécanismes de gradation de la force

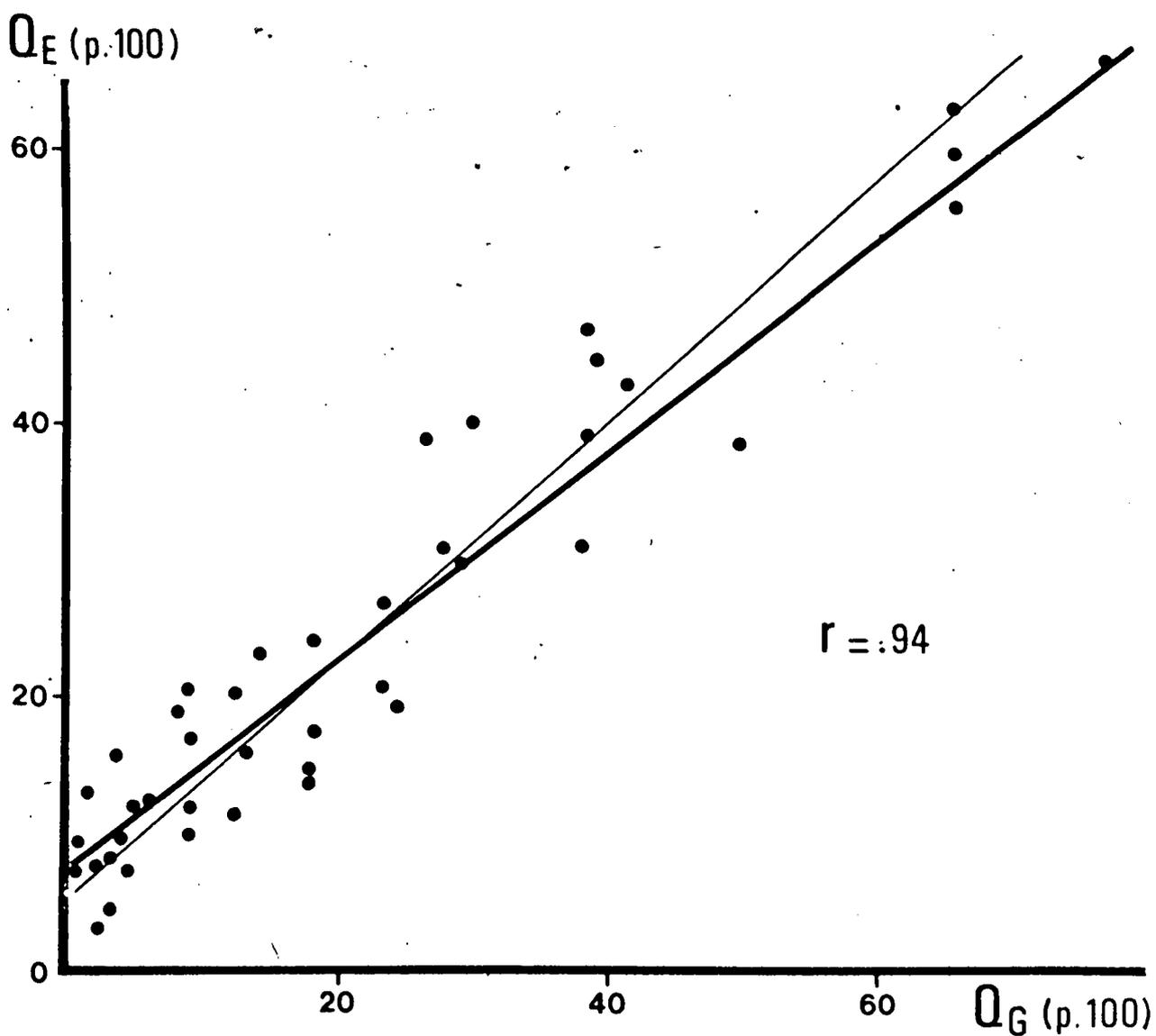


Fig. 50 Corrélation entre l'EMG "élémentaire" intégré et l'EMG de surface intégré.

Q_E : EMG "élémentaire" intégré.

Q_G : EMG global (de surface) intégré.

Les deux droites de régression sont figurées. La plus épaisse correspond à la régression de $Q_E = f(Q_G)$.

et où N représente le produit du recrutement spatial et du recrutement temporel des U. M. Nous verrons cependant dans le chapitre VI que la comparaison entre Q et N met en évidence l'existence d'un autre mécanisme de gradation de la force, dont seul l'EMG intégré rend compte. Ce résultat n'en permet pas moins de montrer que le recrutement spatial et le recrutement temporel des U. M. sont les principaux facteurs de gradation de la force. En d'autres termes, il apparaît que celle-ci est essentiellement liée à la densité des secousses musculaires puisque N représente sur le plan mécanique la densité de ces secousses.

De la relation entre N et F , il était possible, connaissant la fréquence moyenne des U. M. d'en déduire celle entre le nombre d'U. M. actives (n) et la force F . Ce résultat constitue une donnée fondamentale, puisqu'il permet de déterminer, pour la première fois, la façon dont s'effectue le recrutement spatial des U. M. du biceps brachial dans la contraction volontaire, et ce jusqu'à des valeurs proches de la force maximale. La relation linéaire obtenue entre n et F implique que le recrutement spatial des U. M. joue un rôle constant dans la gradation de la force. Les seules autres données dont on dispose semble-t-il à l'heure actuelle sur ce problème sont celles de MILNER - BROWN et coll. (1973) portant sur l'activité du premier interosseux dorsal de la main. Pour ces auteurs, le recrutement des unités motrices, mis en jeu au cours d'une force croissante, diminue rapidement dès les valeurs moyennes de la force. Sans nier la possibilité d'une telle diminution pour les valeurs proches de la force maximale volontaire, ce qui tendrait à être le cas pour certains des examens effectués ici, il ne semble pas que celle-ci se manifeste pour les valeurs moyennes de la force. Ce résultat semblerait plutôt lié au fait que la détection des U. M. n'est réalisée par ces auteurs qu'au moyen d'une seule électrode ce qui ne paraît pas suffisant pour recueillir une activité myoélectrique représentative de celle de l'ensemble du muscle.

Les épreuves de contraction anisotonique ont permis par ailleurs de préciser que l'ordre dans lequel les U. M. sont recrutées est constant, tout au moins pour les premières U. M. en jeu. Ce résultat concorde en tous points avec ceux de TANJI et KATO (1973). Si l'on considère que les données de HENNEMAN et OLSON (1965) et HENNEMAN et coll. (1965) sont généralisables à l'homme, cet ordre pourrait être déterminé par la taille du corps cellulaire du motoneurone.

C - LE RECRUTEMENT DES U. M. DANS LE MAINTIEN DE LA CONTRACTION.

Il est généralement admis, que le maintien en conditions isométriques d'une force constante, est sous-tendu par une activité myo-électrique stable, du moins jusqu'à la survenue de la fatigue (SCHERRER et MONOD, 1960, LIPPOLD, 1967). On définit ainsi un "temps limité" qui correspond au temps à partir duquel une contraction ne peut plus être maintenue qu'au prix d'une augmentation de l'activité électrique du muscle (SCHERRER et MONOD, 1960).

Toutefois, les analyses quantitatives de l'électromyogramme (EMG), ont le plus souvent été effectuées dans le but de tester la validité de celui-ci en tant qu'indice de la force. Dans une telle perspective, seules les relations entre E. M. G. et force sont considérées. De plus, la quantification automatique du signal, implique que ce dernier est moyenné sur un temps qui est plus ou moins important, suivant la technique utilisée. La stabilité du signal pendant ce temps est alors implicitement admise.

Or, il est bien connu que de nombreuses adaptations physiologiques (DEJOURS et coll., 1955; MONOD et POTTIER, 1967; SIMONSON, 1971), ont lieu tout au moins au début d'une contraction isométrique, et semblent susceptibles d'influer sur l'activité myo-électrique. Par ailleurs, les travaux de RAU et VREDENBREGT (1970) ayant trait à l'étude de l'EMG de surface et ceux de PERSON et KUDINA (1972) portant sur celle de l'EMG intramusculaire, semblent apporter certains arguments en faveur de l'existence d'une variation continue de l'activité myoélectrique en fonction du temps.

On pouvait donc se demander dans quelle mesure l'activité des unités motrices pouvait être considérée comme constante pendant le maintien d'une force donnée, même si ce temps est relativement court et en tous cas inférieur au "temps limité".

I - TECHNIQUES ET PROTOCOLES

L'étude de l'activité des U. M. a été réalisée sur la seconde série expérimentale décrite en détail dans la première partie de ce chapitre. Les mêmes techniques d'analyse ont été utilisées.

Afin de comparer l'évolution de l'activité du biceps brachial à celle des principaux autres muscles fléchisseurs au cours du maintien, une autre série expérimentale a été effectuée. Douze sujets normaux, d'âge compris entre 22 et 65 ans ont été examinés une fois chacun. Dans cette série, l'activité électrique globale des principaux fléchisseurs du coude a été détectée au moyen d'électrodes de surface dans le cas du biceps brachial et du brachioradial, et à l'aide d'une électrode implantée, bifilaire, dans le cas du brachial antérieur et du rond pronateur. Pour ces deux derniers muscles, du fait de leur situation, une détection de surface est en effet impossible. On utilise alors des électrodes-fils présentant une surface de détection plus importante que celle des électrodes servant à la détection de l'activité élémentaire du biceps brachial (voir chapitre III). Les tracés obtenus sont de type interférentiel et traduisent alors l'activité globale du muscle. Le protocole expérimental est identique à celui utilisé pour la seconde série expérimentale, décrite au début de ce chapitre. Après amplification, les différents EMG ont été intégrés.

II - RESULTATS

Si l'on considère l'activité électrique intramusculaire du biceps brachial (fig. 51), on constate d'une façon générale, a) que les EMG obtenus sont bien de type intermédiaire, comme le laissait prévoir la technique utilisée, b) que le tracé correspondant au maintien d'une force donnée s'enrichit en fonction du temps, c'est à dire que le nombre des potentiels d'U. M détectés augmente. On constate également que cette augmentation est pour le

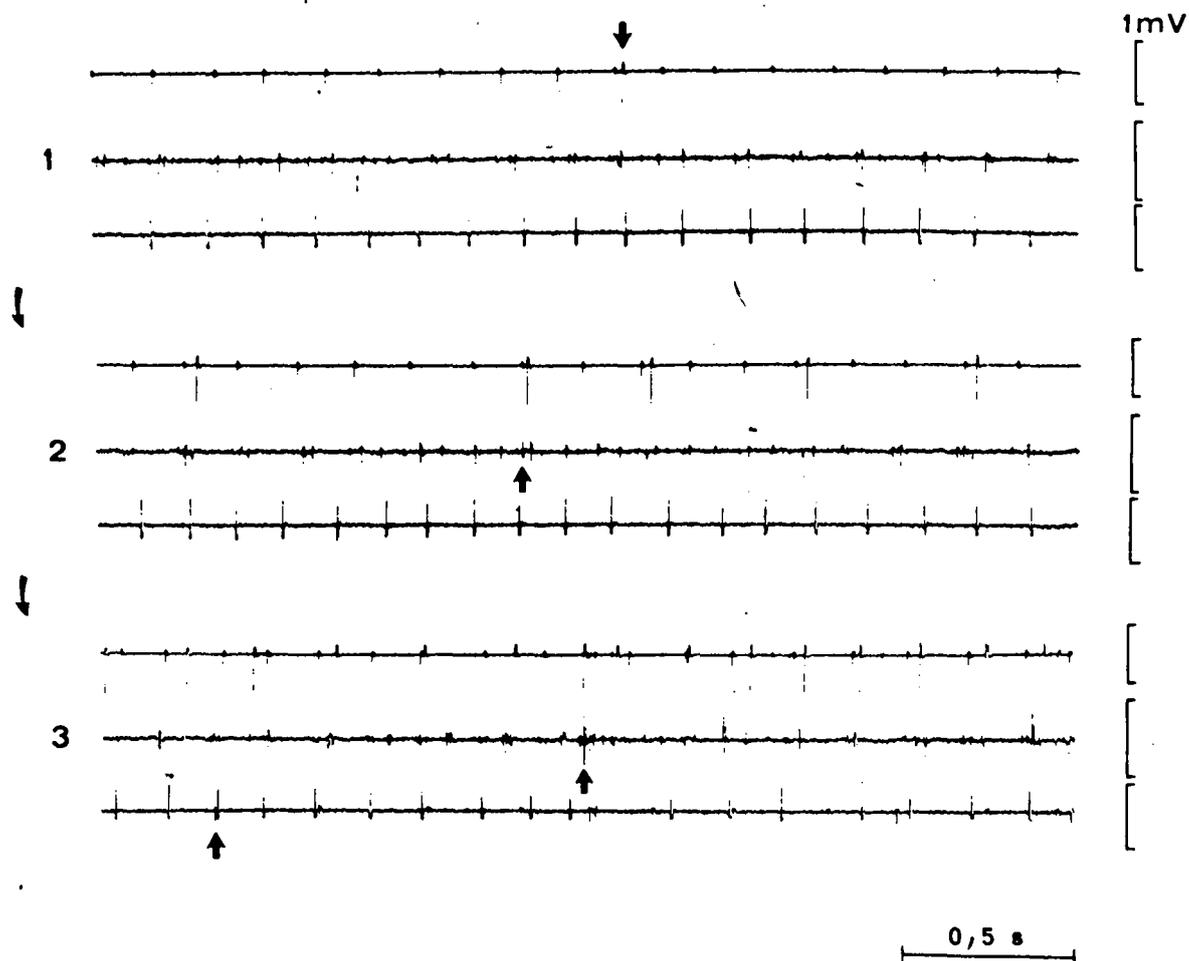


Fig. 51 Electromyogrammes élémentaires du biceps brachial, au cours d'une contraction isométrique, isotonique.

1, 2, 3 : trois séquences successives d'un même enregistrement
Chaque séquence comporte trois EMG détectés au moyen de trois électrodes-fils.

Les flèches noires indiquent la mise en jeu d'une nouvelle U.M.

moins liée à la mise en jeu d'autres U. M., ainsi que le montrent les différentes flèches portées sur l'enregistrement.

Lorsque l'on étudie la variation de la somme des débits de spikes mesurés sur chacun des trois électromyogrammes élémentaires, il apparaît que le nombre N de spikes ainsi obtenu, augmente de façon continue en fonction du temps de maintien (fig. 52 et 53). La relation entre N et t est d'allure quadratique. Le même test d'ajustement que précédemment a été appliqué aux diverses relations obtenues, au cours de chaque examen, pour le maintien des forces de valeurs 5, 10, 14 Kg, soit 36 relations. Il a ainsi pu être précisé que la relation entre N et t pouvait également être approchée par une fonction de la forme $N = at^2 + bt + c$. C'est en effet pour cette fonction que les coefficients de corrélation obtenus étaient les plus élevés $.70 \leq r \leq .95$. Le coefficient c ne dépend, pour un examen donné que du niveau de force maintenu, tandis que les coefficients a et b dépendent vraisemblablement de nombreux facteurs.

Si cette augmentation d'activité revêt un caractère de généralité, les mécanismes mis en jeu diffèrent selon le niveau de force considéré, ainsi que le montre l'étude simultanée du recrutement temporel des unités motrices:

- Pour les niveaux de force peu élevés (jusqu'à 7 ou 10 Kg selon les sujets) l'augmentation de fréquence des spikes en fonction du temps s'accompagne, selon les cas, soit d'une augmentation, soit d'une diminution, soit encore d'une relative stabilité de la fréquence de battement de chaque unité motrice ainsi que le montre la figure 52. Ces différents patterns d'activités se retrouvent dans des proportions égales sur l'ensemble des 42 unités motrices étudiées.

- Pour des valeurs plus élevées de la force, la fréquence de battement de l'ensemble des unités motrices étudiées, augmente en fonction du temps de maintien. Il est à remarquer que les autres U. M. qui sont

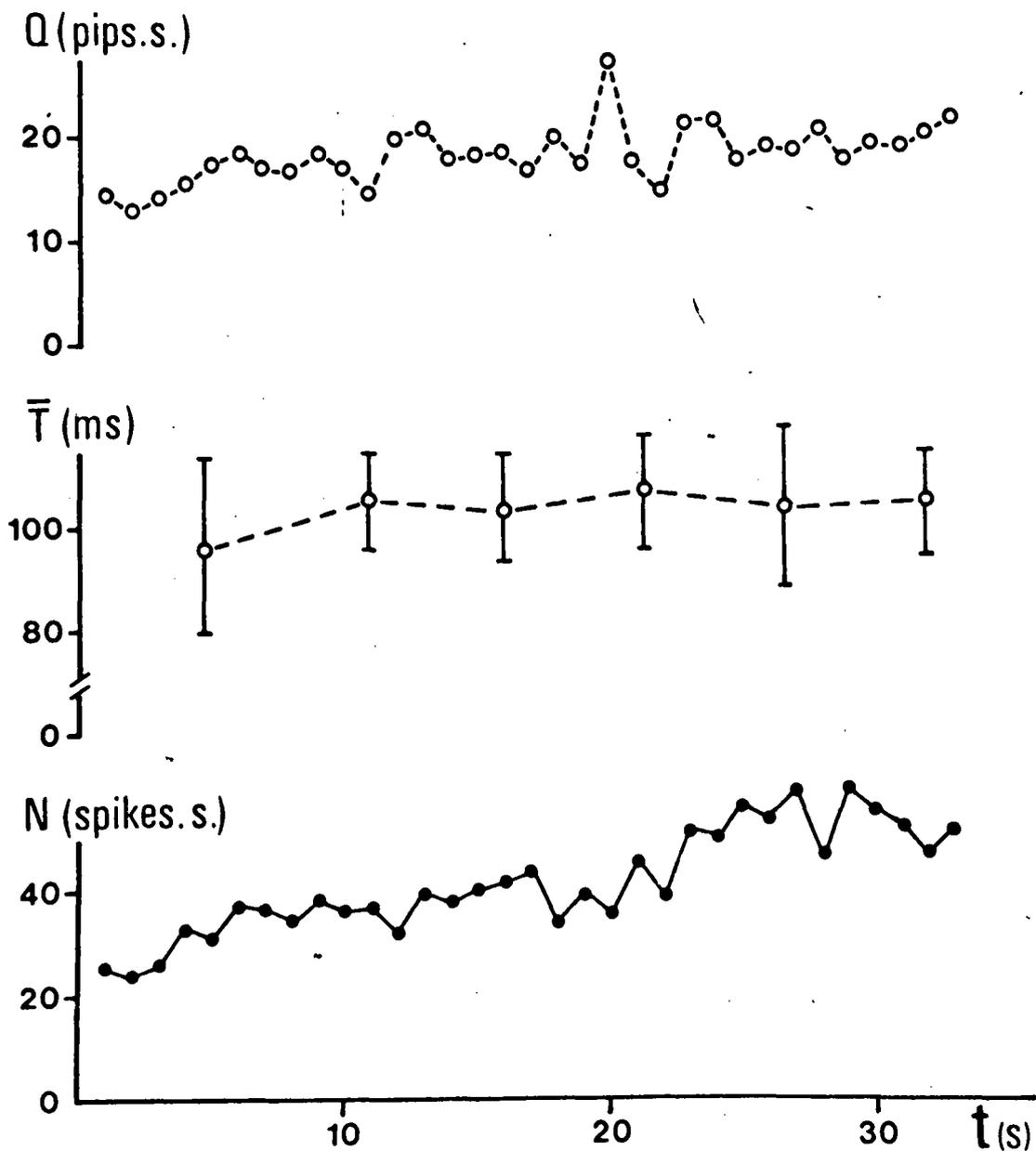


Fig. 52 Variations simultanées du recrutement des U. M. et de l'EMG de surface intégré en fonction du temps de maintien d'une force de valeur faible (5 Kg).

Q : EMG intégré (en pips. s.).

\bar{T} : Intervalle moyen entre les battements successifs d'une même U. M. Le calcul est effectué sur 50 intervalles consécutifs. Un écart-type est figuré de part et d'autre de la valeur moyenne.

N : Nombre total de spikes.s.

t : Temps de maintien.

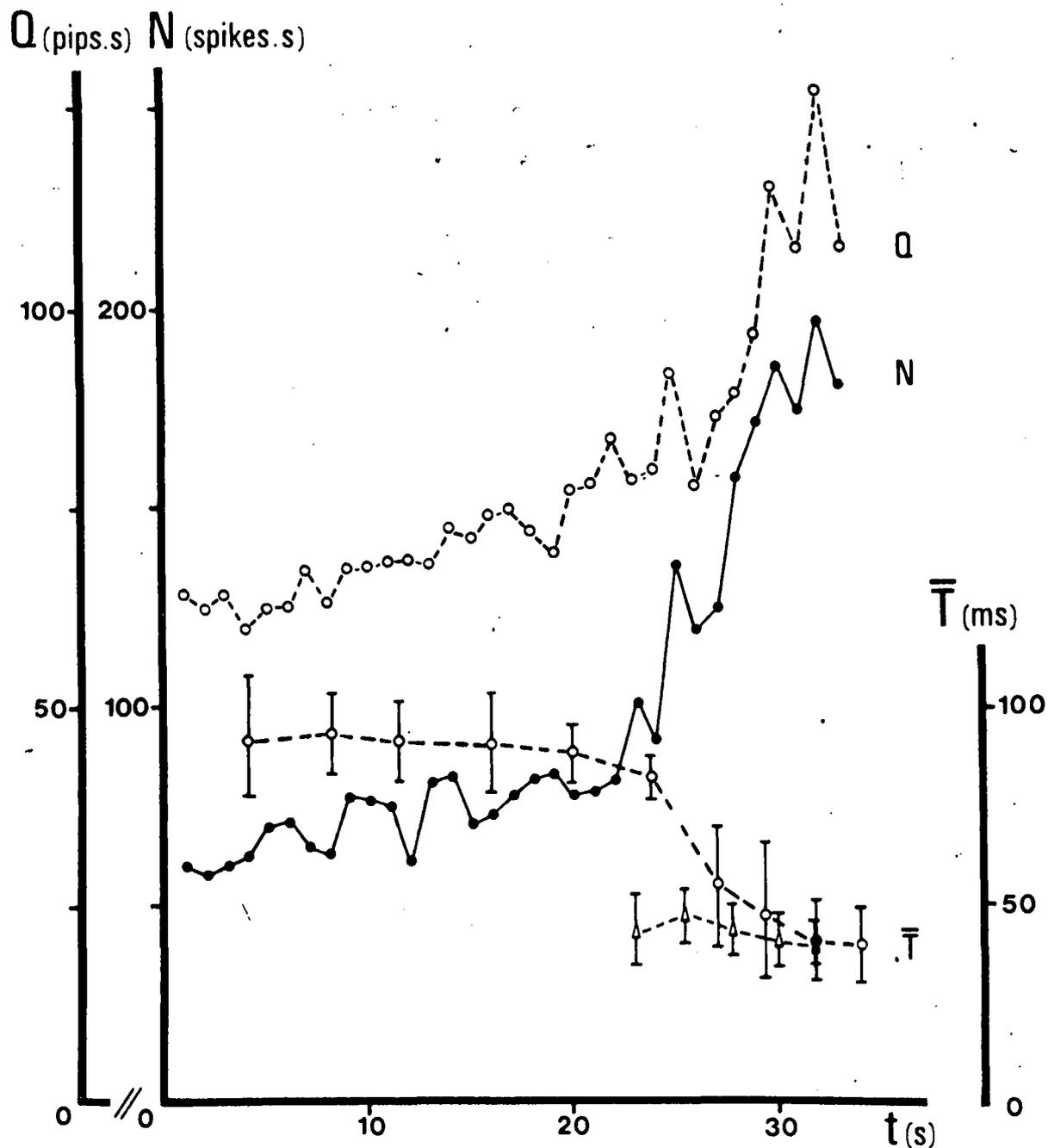


Fig. 53 Variations simultanées du recrutement des U. M. et de l'EMG de surface intégré, en fonction du temps de maintien d'une force de valeur élevée (14 Kg).

Q : EMG intégré (en pips. s)

N : Nombre total de spikes. s

T-bar : Intervalle moyen entre les battements successifs d'une U. M.

donnée. Le calcul est effectué sur 50 intervalles et un écart-type est porté de part et d'autre de la valeur moyenne.

Les cercles et les triangles blancs correspondent aux activités de deux U. M.

t : Temps de maintien (en s.)

alors mises en jeu, le sont à une fréquence voisine de celle qu'atteignent les U. M. actives antérieurement (fig. 53).

Ces différentes modifications de l'activité des U. M. devaient se retrouver au niveau de l'activité globale du muscle. Si l'on établit les diagrammes donnant la variation de l'EMG de surface intégré (Q), en fonction du temps (t), il apparaît (fig. 54), que Q augmente en fonction de t, et ceci d'autant plus vite que la valeur de la force maintenue est plus élevée. La relation entre l'EMG intégré et le temps de maintien est d'allure quadratique. En première approximation, obtenue comme précédemment, elle peut s'ajuster à une fonction de la forme $\bar{Q} = at^2 + b't + c'$. C'est en effet pour cette fonction que les coefficients de corrélation, calculés pour chaque examen, pour les forces de valeurs 5, 10, 14 Kg (soit 36 corrélations), sont les plus élevés $.68 \leq r \leq .97$. Dans cette formule, le coefficient c' augmente pour un examen donné en fonction du niveau de force maintenu. Les coefficients a' et b' par contre, dépendent vraisemblablement de nombreux facteurs et varient pour un examen donné, d'un niveau de force à un autre et pour un même sujet, d'un examen à un autre.

Les relations entre N et t, de même que celles entre Q et t présentent une certaine dispersion, traduite par les valeurs des coefficients de corrélation. Il est à remarquer a) que cette dispersion est généralement d'autant plus faible que le niveau de force maintenu est plus élevé, b) que dans tous les cas, les relations demeurent très significatives au seuil de .01.

Il convient de souligner que l'augmentation d'activité mise ici en évidence tant au niveau intramusculaire qu'au niveau superficiel, n'est pas comparable avec celle, bien connue en électromyographie de surface (SCHERRER et MONOD, 1960), qui se produit lorsque le "temps limite" est atteint. En effet, elle semble beaucoup plus discrète, tout au moins pour les valeurs faibles de la force et surtout, elle se produit dès les premières secondes de maintien quel que soit le niveau de force considéré.

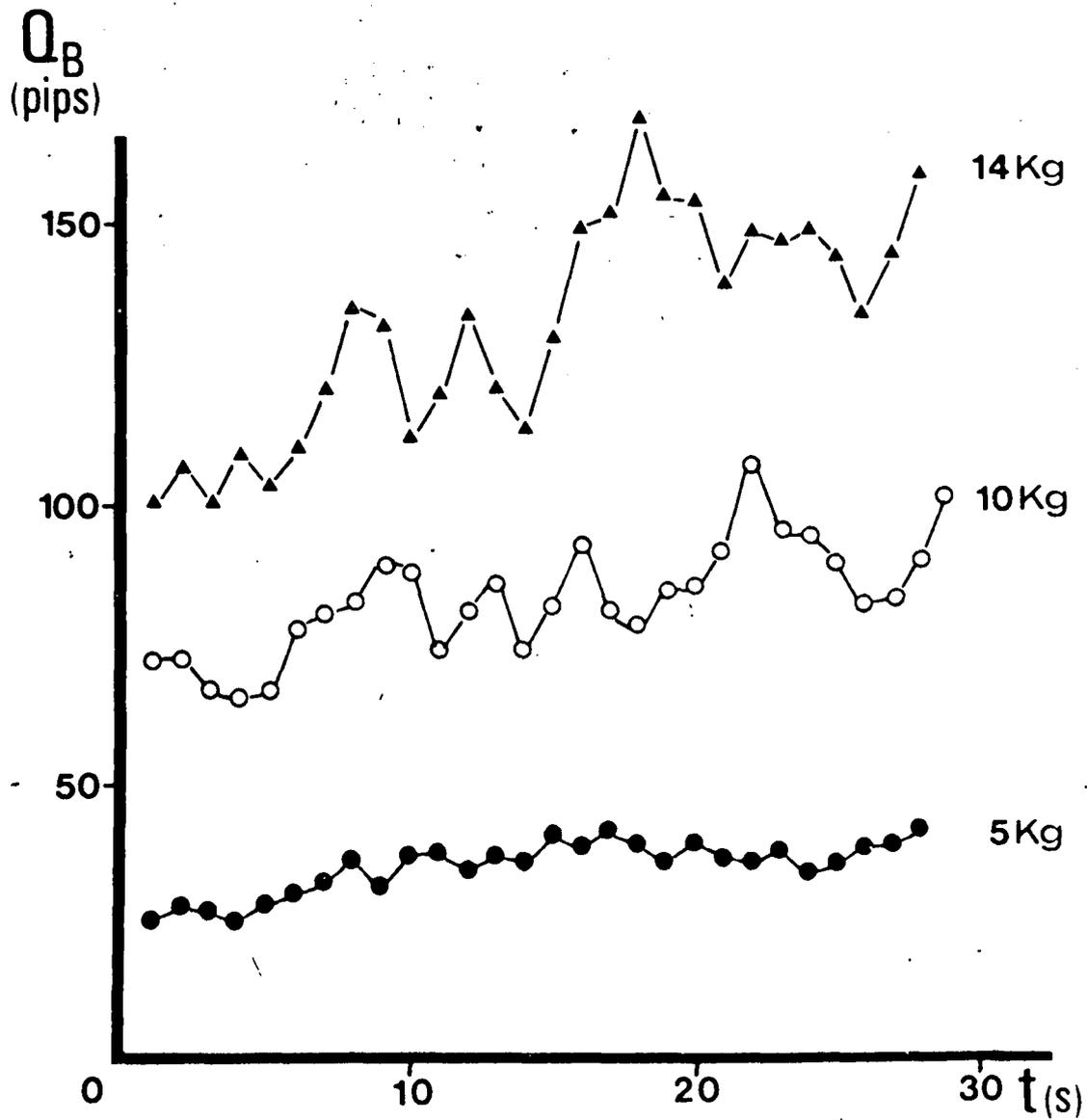


Fig. 54 Variation de l'EMG de surface intégré du biceps brachial en fonction du temps de maintien

Le maintien de 3 niveaux de force a été considéré.

Q_B : Electromyogramme de surface intégré (en pips).

t : Temps de maintien (en s.).

L'activité électrique globale intégrée du biceps brachial a par ailleurs, été comparée à celle des principaux autres muscles fléchisseurs du coude. En raison des difficultés techniques inhérentes à l'emploi des électrodes-fils, cette comparaison n'a pu être réalisée sur l'ensemble des maintiens de force effectués.

L'activité globale du brachial antérieur a pu être suivie sur 21 maintiens de force: celle-ci ne diminuait qu' au cours de deux de ces maintiens. L'activité globale du muscle brachioradial, suivie au cours de 22 maintiens de force, ne diminuait que pour un seul maintien. L'activité globale du rond pronateur, suivie au cours de 11 maintiens de force, ne diminuait également que pour un seul maintien.

Dans la majorité des cas, il apparait donc que l'augmentation de l'activité du biceps brachial ne s'accompagne pas d'une diminution de l'activité des autres muscles fléchisseurs du coude, ainsi que le montre la figure 55.

III - DISCUSSION

L'ensemble des résultats obtenus met en évidence l'existence d'une augmentation continue de l'activité du biceps brachial, dès les premières secondes de maintien d'une force donnée.

Un tel résultat va à l'encontre de l'hypothèse généralement admise, selon laquelle à une contraction isométrique, isotonique, correspond une activité myoélectrique stable. Il est par contre en accord avec ceux obtenus par RAU et VREDENBREGT (1970), dans le cas de contractions tendant à la flexion du coude dans un plan vertical. Il concorde également, dans une certaine mesure, avec ceux obtenus par PERSON et KUDINA (1972), dans le cas de contractions tendant à la flexion du genou.

Le recrutement spatial des U. M. semble, des deux mécanismes

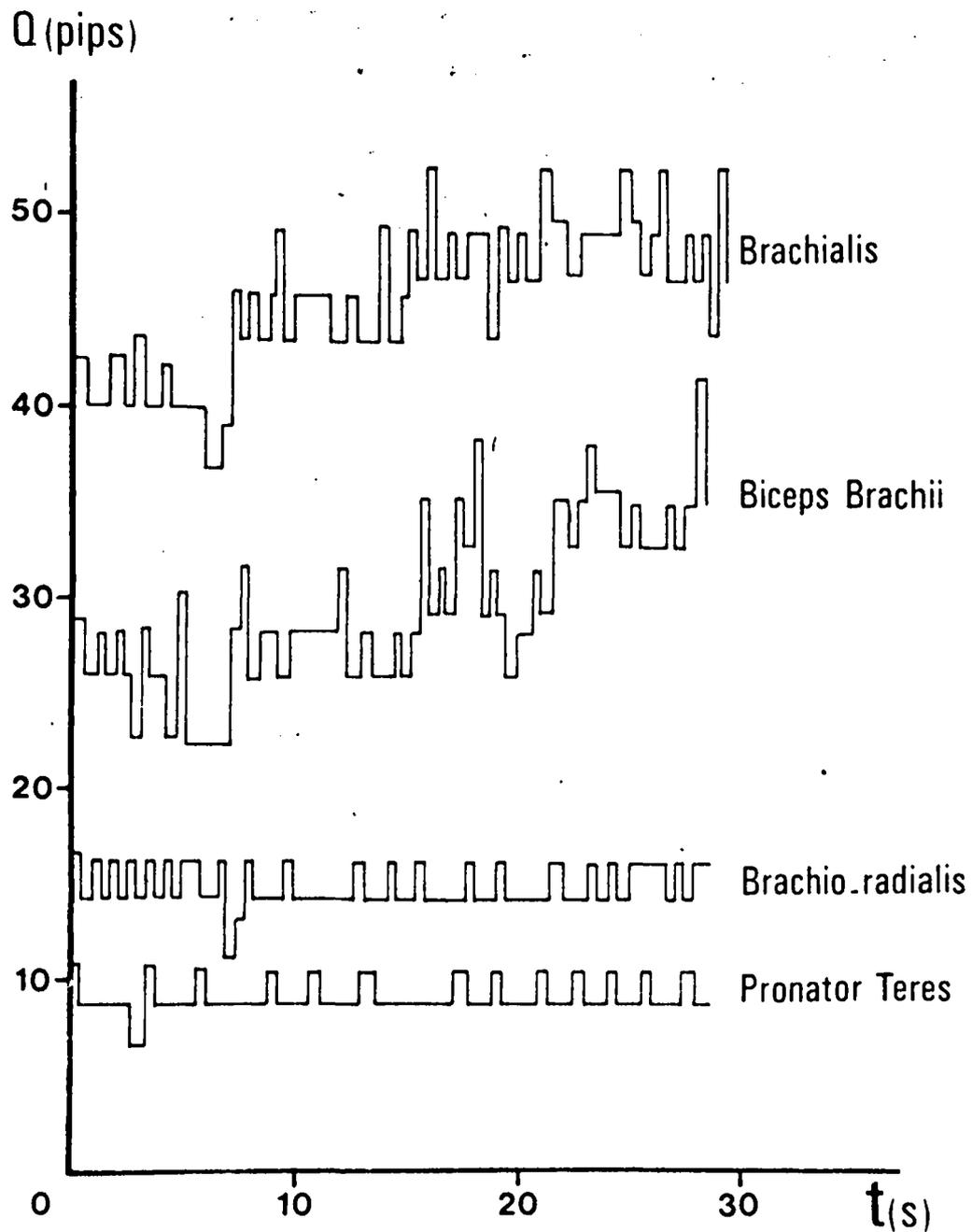


Fig. 55 Variations des EMG intégrés des principaux muscles fléchisseurs du coude, en fonction du temps de maintien.

Q: Electromyogramme global intégré (en pips).
La valeur du niveau de force maintenu est de 5 Kg.

de recrutement, celui qui intervient de façon prépondérante dans l'augmentation de l'activité du muscle. En effet, étant donné que les EMG intramusculaires considérés ne sont jamais de type interférentiel, le nombre N de spikes par seconde est une expression du produit du recrutement spatial et du recrutement temporel des U. M., ainsi qu'il a été argumenté précédemment. Or le recrutement temporel, ainsi que le montrent les résultats obtenus, intervient ou n'intervient pas selon les cas, pour des forces faibles.

A ce point de la discussion, les résultats obtenus montrent donc que bien que la force externe développée par les muscles fléchisseurs du coude soit maintenue strictement constante, le niveau d'excitation du muscle biceps brachial augmente, essentiellement en raison de la mise en jeu de nouvelles U. M.. Ceci ne signifie pas pour autant que la force développée par le muscle biceps brachial considéré demeure constante. En effet, on ne dispose d'aucune donnée montrant que le biceps brachial peut être considéré comme "muscle équivalent" (cf CH. III) pendant toute la durée d'un maintien. La comparaison des activités des principaux fléchisseurs apporte un élément de discussion essentiel. Etant donné que l'activité des principaux muscles fléchisseurs autres que le biceps brachial ne diminue pas, alors que celle de ce dernier augmente (fig. 55), on peut en conclure que cette augmentation n'intervient pas pour compenser une diminution de la force développée par les autres muscles.

Dès lors les résultats obtenus peuvent être interprétés comme la mise en évidence d'une augmentation du niveau d'activation du biceps brachial sans qu'il n'y ait d'augmentation de la force développée par ce muscle.

Deux hypothèses semblent pouvoir être proposées afin d'expliquer ce résultat.

Dans une première hypothèse, on peut supposer qu'à un angle

constant de l'articulation du coude (ici 90°), correspond une longueur constante de la composante contractile des fibres musculaires. La mise en jeu de nouvelles U. M., afin de maintenir la force initiale, implique dans ce cas une diminution de la force exercée à longueur constante, par les fibres déjà actives. L'augmentation d'activité du biceps brachial traduirait alors un processus analogue à un phénomène de fatigue. De plus, étant donné que l'activité électrique détectée reflète la dépolarisation des fibres musculaires, ce processus ne pourrait se situer qu'au niveau des mécanismes de couplage excitation-contraction. Par ailleurs, il ne saurait être exclu que les phénomènes mis en évidence correspondent à une mise en jeu progressive de la fatigue musculaire, laquelle se manifesterait de façon plus brutale au bout du "temps limite". Cette hypothèse paraît être la plus vraisemblable, ne serait-ce que si l'on considère la relation entre l'EMG intégré et le temps, décrite par SCHERRER et MONOD (1960). On s'aperçoit en effet alors que celle-ci est également d'allure quadratique et qu'une nette augmentation de l'activité se manifeste durant les 30 premières secondes de la contraction, (fig. 56).

Dans une seconde hypothèse, on peut supposer au contraire que le maintien d'un angle constant entre avant-bras et bras, n'implique pas pour autant, suivant le modèle à deux composantes de HILL (1938), une longueur constante de la composante contractile des fibres musculaires, les éléments élastiques musculo-tendineux étant susceptible de "prêter" en fonction du temps. Dès lors, compte tenu notamment de la relation force-longueur, il ne semble pas impossible que, pour un même niveau d'activation musculaire, la force développée diminue, et que le maintien de la force externe nécessite le recrutement d'autres fibres musculaires. Toutefois, la mesure de la fréquence moyenne de battement des U. M. montre que le maintien d'une force donnée à 15° de part et d'autre de la position de flexion du coude à 90° étudiée ici, n'entraîne que de très faibles variations de fréquence (cf. Chapitre VI). Si cette hypothèse ne peut être négligée, elle ne saurait donc rendre compte de l'ensemble du phénomène décrit.

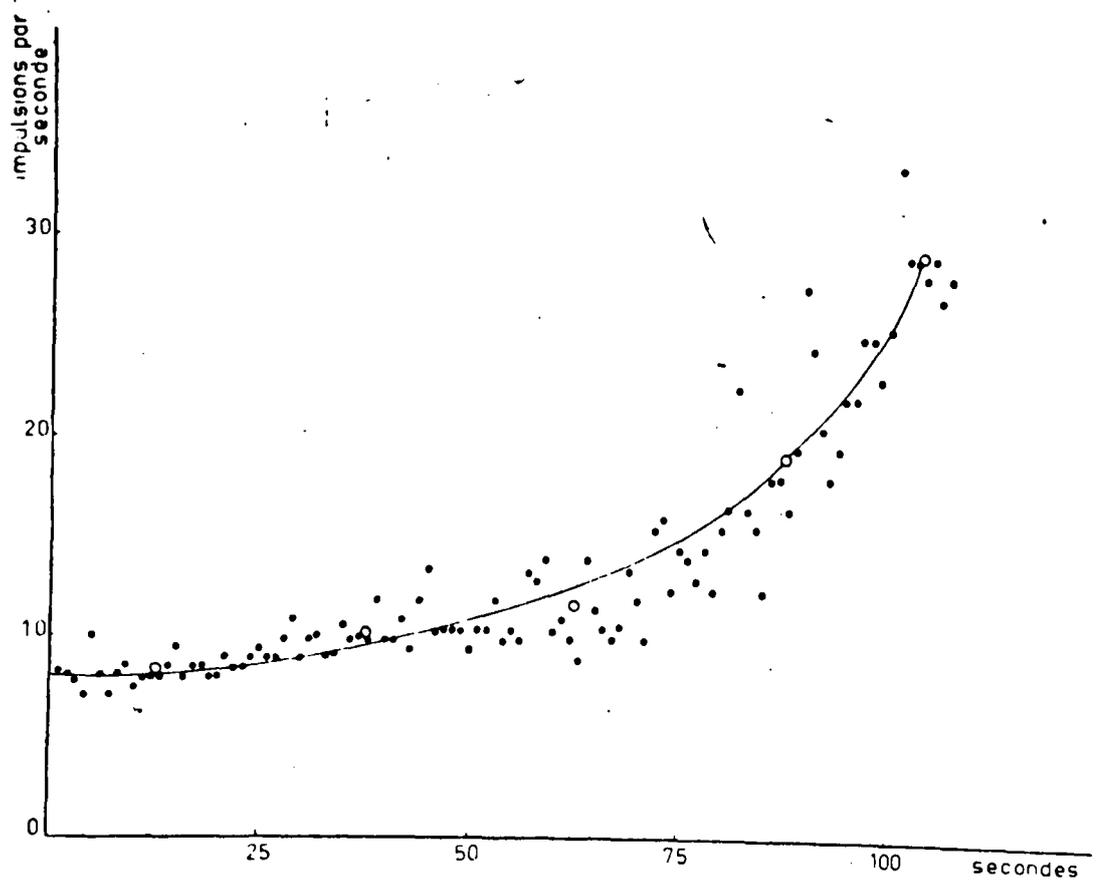


Fig. 56 Variation de l'EMG de surface intégré en fonction du temps de maintien.

Maintien d'une force constante jusqu'au seuil d'épuisement.
 En abscisse, le temps; en ordonnée, l'EMG intégré.
 (d'après SCHERRER et MONOD, 1960).

D - CONCLUSIONS

De l'ensemble de ces données, un certain nombre de conclusions et d'hypothèses peuvent être dégagées, d'une part sur le rôle des mécanismes de recrutement dans la gradation de la force, et d'autre part, sur l'organisation de l'activité des U. M.

I - ROLE DES MECANISMES DE RECRUTEMENT DANS LA GRADATION DE LA FORCE.

Le recrutement temporel et le recrutement spatial des U. M. ont fait chacun l'objet d'une étude détaillée, d'où ressortent les points suivants:

- Le recrutement temporel des U. M. joue un rôle dans la gradation de la force, jusqu'aux valeurs proches de la force maximale. Toutefois, la variation de fréquence est plus importante pour les valeurs faibles de la force.

- La variabilité de la fréquence de battement des U. M. est, à partir d'une valeur donnée de celle-ci, d'autant plus élevée que la fréquence est faible, ce qui pourrait assurer le caractère continu de la contraction du muscle.

- Le recrutement spatial des U. M., se caractérise par le fait que le nombre d'U. M. mis en jeu, est directement proportionnel à la force exercée par le muscle, jusqu'aux valeurs proches de la force maximale.

- La comparaison des relations définissant les deux modalités de recrutement des U. M. permet de déterminer la contribution relative de chacune dans la gradation de la force. Il apparaît que le recrutement temporel des U. M. est surtout important pour les valeurs faibles de la force

(jusqu'au tiers de la force maximale volontaire environ), alors que le recrutement spatial est constant. Ceci suggère que le rôle du recrutement temporel serait relativement plus important que celui du recrutement spatial, pour les valeurs faibles de la force et que l'inverse serait réalisé pour les valeurs élevées.

- Il est à remarquer que le recrutement spatial des U. M. semble jouer un rôle essentiel dans le maintien d'une force donnée.

II - ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.

L'organisation de l'activité des U. M. se manifeste par différents aspects du recrutement temporel et du recrutement spatial des U. M.

- Le recrutement temporel et le recrutement spatial des U. M. s'effectuent selon des modalités bien définies.

- Si l'on excepte la phase de mise en jeu ou "phase d'adaptation" des U. M., pour des contractions isotoniques ou des contractions anisotoni-ques peu rapides, les différentes U. M. battent toutes à une même fréquence moyenne, pour un niveau de force donné.

- La variabilité de la fréquence de battement de chaque U. M. dépend de la fréquence moyenne atteinte.

- La mise en jeu des U. M. s'effectue, tout au moins pour celles ayant le seuil d'excitabilité le plus bas, suivant un ordre constant.

L'existence d'un ordre dans la mise en jeu des U. M. peut s'expliquer soit par un contrôle d'origine centrale, impliquant une somatotopie très fine des motoneurones, soit au contraire, par un contrôle diffus, d'origine centrale ou périphérique, portant sur l'ensemble du pool des motoneurones. Dans ce dernier cas, l'ordre de recrutement des U. M. serait déterminé par la taille du motoneurone ainsi qu'il a été montré chez l'animal (HENNEMAN et OLSON, 1965 ; HENNEMAN et coll. , 1965).

En faveur de la première hypothèse, rappelons que l'existence de projections corticospinales très ponctuelles a été mise en évidence, notamment par SZENTAGOTHAI (1964) et ASANUMA et WARD (1971). Il a d'autre part été montré que l'activité d'un petit nombre d'U.M. peut être volontairement contrôlée (HARRISON et MORTENSEN, 1962; BASMAJIAN, 1963, 1967; PETAJAN et PHILIP, 1968; KATO et TANJI, 1972).

Par contre, un certain nombre d'arguments semblent en faveur de la seconde hypothèse.

- Il est bien connu que le réseau d'interneurones joue un rôle important dans le transfert des informations d'origine centrale ou périphérique (LUNDBERG, 1969; HULTBORN, 1972), et qu'il assure en particulier une large diffusion des terminaisons du système I_a et du système d'inhibition postsynaptique de RENSHAW.

- Ainsi qu'il sera montré dans le chapitre VI, et en accord avec OLSON et coll. , (1968), GYDIKOV et KOSAROV (1972), TANJI et KATO (1973); la taille des potentiels d'U.M. est d'autant plus importante que leur seuil d'activité est plus faible, ce qui suggérerait la mise en jeu de motoneurones de taille de plus en plus importante.

- La fréquence moyenne de battement est commune à l'ensemble des U.M. Il semblerait donc que tout au moins pour des mouvements simples, la distribution des influx moteurs puisse s'effectuer sur l'ensemble du pool des motoneurones.



- CHAPITRE V -

ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.

DANS LA CONTRACTION ANISOMETRIQUE.



- CHAPITRE V -

ORGANISATION DE L'ACTIVITE DES U. M.
DANS LA CONTRACTION ANISOMETRIQUE.

	Pages
A - <u>INTRODUCTION</u>	
I - ANALYSE DE LA LITTERATURE	126
II - PROBLEMES POSES	127
B - <u>TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u>	129
C - <u>RESULTATS</u>	
I - RELATION ENTRE LE RECRUTEMENT DES UM ET LE TRAVAIL	131
II - ORGANISATION TEMPORELLE DE L'ACTIVITE DES U. M. AU COURS D'UN MOUVEMENT DONNE	132
1 - Répartition des intervalles dans la bouffée d'acti- vité de chaque U. M. au cours du mouvement.	
2 - Relation entre l'intervalle minimal séparant deux battements successifs d'une U. M. et le travail.	
D - <u>DISCUSSION</u>	
I - ROLE DU RECRUTEMENT TEMPOREL DANS LA GRADATION DE LA CONTRACTION	135
1 - Rôle du recrutement temporel dans la gradation de la contraction d'un mouvement à un autre.	

- 2 - Rôle du recrutement temporel dans la gradation de la contraction au cours d'un mouvement donné.

II - LES MECANISMES DE REGULATION IMPLIQUES DANS L'ACTIVITE DES U. M.

137

- 1 - Hypothèses relatives à l'organisation temporelle de l'activité des U. M.
- 2 - Hypothèses relatives à la programmation du mouvement.

E - CONCLUSIONS

141

A - INTRODUCTION

"L'électromyographie élémentaire est difficilement applicable à la contraction dynamique. Le déplacement des électrodes d'enregistrement à l'intérieur du muscle, lors du raccourcissement ou de l'allongement de celui-ci, est pénible et empêche de suivre convenablement l'activité d'une unité motrice" (SCHERRER, 1963). Quarante ans après les premiers enregistrements de l'activité intramusculaire réalisés par WACHHOLDER au cours de la contraction dynamique, l'évolution des techniques de détection de l'EMG n'a en effet pas suivi celle des techniques d'enregistrement. L'activité des U. M. au cours de ce type de contraction n'a, de ce fait, été abordée que par un nombre très restreint d'auteurs, dont les travaux feront ici l'objet d'une brève analyse.

I - ANALYSE DE LA LITTÉRATURE

Il semble que les seules données actuellement publiées sur l'activité des U. M. dans la contraction dynamique chez l'homme soient celles de TOKIZANE et coll. (1952), GANTCHEV (1968) et GURFINKEL et coll. (1970).

Selon GANTCHEV (1968), la gradation de la force au cours de la contraction anisométrique ne serait assurée que par le recrutement spatial des U. M. Etudiant des mouvements de flexion et d'extension de la main, il note en effet que la fréquence de battement des U. M. est voisine de 10 c/s, quelle que soit la vitesse du mouvement.

Par contre les observations de TOKIZANE et coll. (1952) et GRUFINKEL et coll. (1970), tendraient à montrer l'existence d'une relation entre la fréquence de battement des U. M. et la vitesse du mouvement. En effet, selon TOKIZANE et coll., la fréquence de battement des U. M. des muscles intercostaux augmente en fonction de la fréquence des mou-

vements respiratoires. Il en serait de même, selon GURFINKEL et coll., en ce qui concerne l'activité des U. M. du biceps brachial impliqué dans des mouvements de flexion et d'extension rythmiques du coude.

II - PROBLEMES POSES

L'analyse de la littérature montre que le seul aspect de l'organisation de l'activité des U. M. qui ait été abordé est le recrutement temporel des U. M. Il est à noter que, d'une part les données obtenues sont restreintes et contradictoires, et, d'autre part, qu'elles ne concernent que des mouvements d'amplitudes et de vitesse faibles, en raison de l'utilisation d'électrodes-aiguilles. L'ensemble de l'organisation de l'activité des U. M. dans ce mode de contraction restait donc à étudier.

La technique d'électrodes-fils que nous avons mise au point nous mettait en mesure d'aborder ce problème. Les résultats que nous avons obtenus jusqu'ici ne concernent que l'organisation temporelle de l'activité des U. M. Toutefois, dans la mesure où, semble-t-il, il s'agit des premières données quantifiées dont on dispose à l'heure actuelle sur l'organisation de l'activité des U. M. au cours de la contraction dynamique volontaire, il nous a paru souhaitable de leur consacrer ce chapitre.

Un abord correct de ce problème nécessitait, en premier lieu, le choix d'une variable mécanique permettant de quantifier le mouvement. Si l'on considère la littérature portant sur l'activité myoélectrique globale, il apparaît qu'un certain nombre de relations ont été mises en évidence entre l'EMG de surface intégré et les variables mécaniques caractéristiques du mouvement. Parmi celles-ci, il semble que la relation linéaire entre l'EMG intégré et le travail soit la plus "pertinente", de par sa généralité et sa consistance (BOUISSET et GOUBEL, 1973). L'activité de surface étant représentative de celle de l'ensemble du muscle (voir chapitre II), cette

relation suggère l'existence d'une proportionnalité entre le travail et les principaux mécanismes de gradation de la contraction, à savoir le recrutement temporel et le recrutement spatial des U. M. Le premier problème que nous nous sommes posé était de ce fait: Existe-t-il une relation entre le recrutement temporel des U. M. et le travail?

Toutefois, le travail mécanique étant une variable qui caractérise l'ensemble d'un mouvement donné, le recrutement temporel n'est alors envisagé qu'en tant que mécanisme de gradation de la contraction, d'un mouvement à un autre. Un second problème devait donc être posé: le recrutement temporel des U. M. joue-t-il un rôle dans la variation de force au cours d'un mouvement donné? et, de manière plus générale, existe-t-il une organisation temporelle de l'activité des U. M. au cours d'un mouvement donné?

B - TECHNIQUE ET PROTOCOLE

La technique électromyographique employée est identique à celle utilisée pour l'étude de l'activité des U. M. dans la contraction statique: l'activité des U. M. du biceps brachial est détectée en trois points du muscle au moyen d'électrodes bifilaires. Après amplification, les différents EMG sont enregistrés sur bande magnétique, puis retranscrits sur papier, à l'aide de l'enregistreur "Mingograf". L'analyse de l'activité des U. M. a été réalisée au moyen de ces derniers enregistrements. La mesure des intervalles entre spikes a été effectuée au double décimètre, avec une précision de ± 1 ms. Une analyse automatique du signal n'était en effet que très difficilement réalisable en raison de la brièveté des périodes d'activité considérées, chaque mouvement différant de plus, du suivant.

Le protocole expérimental est voisin de celui utilisé dans le chapitre I pour l'étude de la signification de l'EMG de surface. Nous n'en rappellerons ici que les points essentiels. Les épreuves consistent à effectuer dans un plan horizontal des mouvements de flexion du coude. L'avant-bras est fixé en semi-pronation et se trouve dans le même plan horizontal que le bras. L'amplitude des mouvements est limitée volontairement par visée de repères. Ces repères sont placés à 15° de part et d'autre de la position approximative de repos de l'articulation, c'est-à-dire le coude fléchi à 90° . Les mouvements sont effectués à différentes vitesses, indiquées par l'expérimentateur, et contre des inerties faibles ou nulles. Entre chaque mouvement, un temps de repos suffisant est respecté afin de diminuer les risques de fatigue. La consigne donnée au sujet est d'effectuer ces mouvements "d'un seul jet", c'est-à-dire de la manière la plus continue possible, quitte à dépasser le repère d'arrêt. De cette manière, et compte tenu de l'amplitude relativement faible du mouvement, une variation monotone de la force est obtenue. Considérant des mouvements effectués contre

inertie, et à vitesse instantanément variable, on est dans le cas de contractions à la fois anisométriques et anisotoniques.

Au cours de deux séries expérimentales, dix sujets normaux ont été examinés, dont certains plusieurs fois, d'où un total de 23 examens. Les limites d'âge sont de 30 et 66 ans.

C - RESULTATS

Ainsi que l'avaient décrit dès 1925 WACHHOLDER et ALTENBURGER, l'activité myoélectrique du biceps brachial se présente, soit sous forme d'une activité continue, dans le cas de mouvements lents, soit sous forme de deux bouffées d'activité séparées par un silence plus ou moins complet dans le cas de mouvements rapides. Ce silence correspond alors au maximum d'activité du triceps, ainsi qu'au maximum de vitesse, ou, ce qui revient au même, au passage de l'accélération par le zéro (fig. 57). Dans cette étude, nous n'avons considéré pour l'analyse de l'activité des U. M. que la bouffée d'activité correspondante à la phase "Impulsionnelle" du mouvement, c'est-à-dire l'ensemble de l'activité jusqu'au maximum d'accélération tangentielle positive.

I - RELATION ENTRE LE RECRUTEMENT DES U. M. ET LE TRAVAIL

Pour une inertie donnée, lorsque la vitesse maximale atteinte au cours du mouvement augmente, la fréquence de battement de chaque U. M. augmente. Cette variation de fréquence apparaît d'autant mieux si l'on considère l'activité répétitive d'une seule et même U. M. (fig. 58).

Afin de tenter de quantifier le recrutement temporel observé, nous avons eu recours, comme dans le cas de la contraction isométrique, au paramètre de tendance centrale le plus usuel, à savoir l'intervalle moyen (\bar{T}) entre les battements successifs d'une même U. M. La variation de \bar{T} a été étudiée en fonction du travail mécanique externe (W). Rappelons que le travail est défini par la relation $W = \frac{1}{2} IV^2$ dans laquelle I est l'inertie opposée au mouvement et V la valeur maximale de vitesse atteinte au cours de chaque mouvement.

Les résultats obtenus portent sur l'activité de 72 U. M. La relation entre \bar{T} et W présente une allure hyperbolique (fig. 59): lorsque W

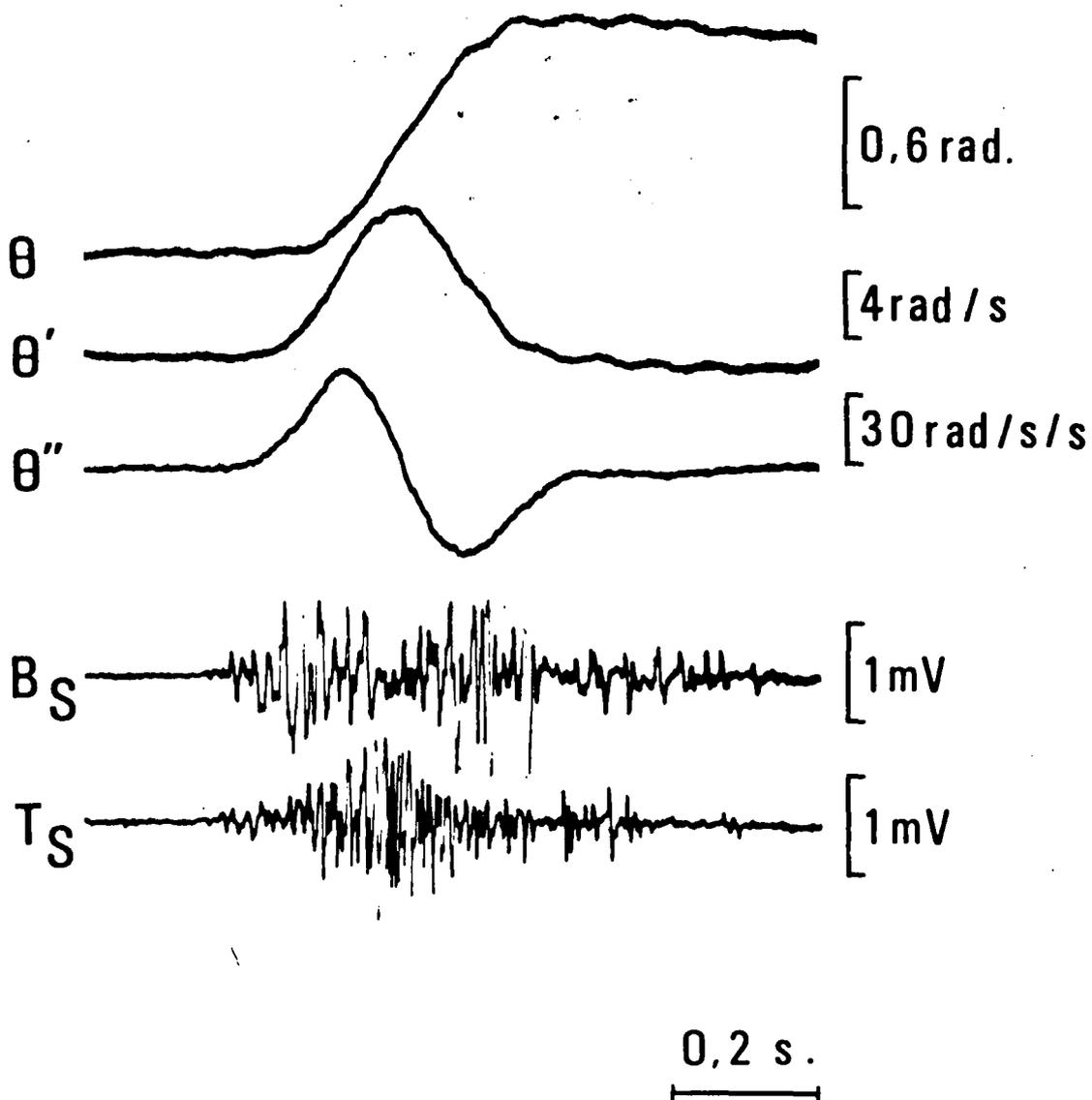


Fig. 57 Enregistrement de l'activité du biceps et du triceps brachial au cours d'un mouvement de flexion du coude.

De haut en bas :

θ : Déplacement angulaire (en rad.).

θ' : Vitesse angulaire (en rad/s).

θ'' : Accélération tangentielle (en rad/s/s).

B_S : EMG de surface du biceps brachial.

T_S : EMG de surface du triceps brachial.

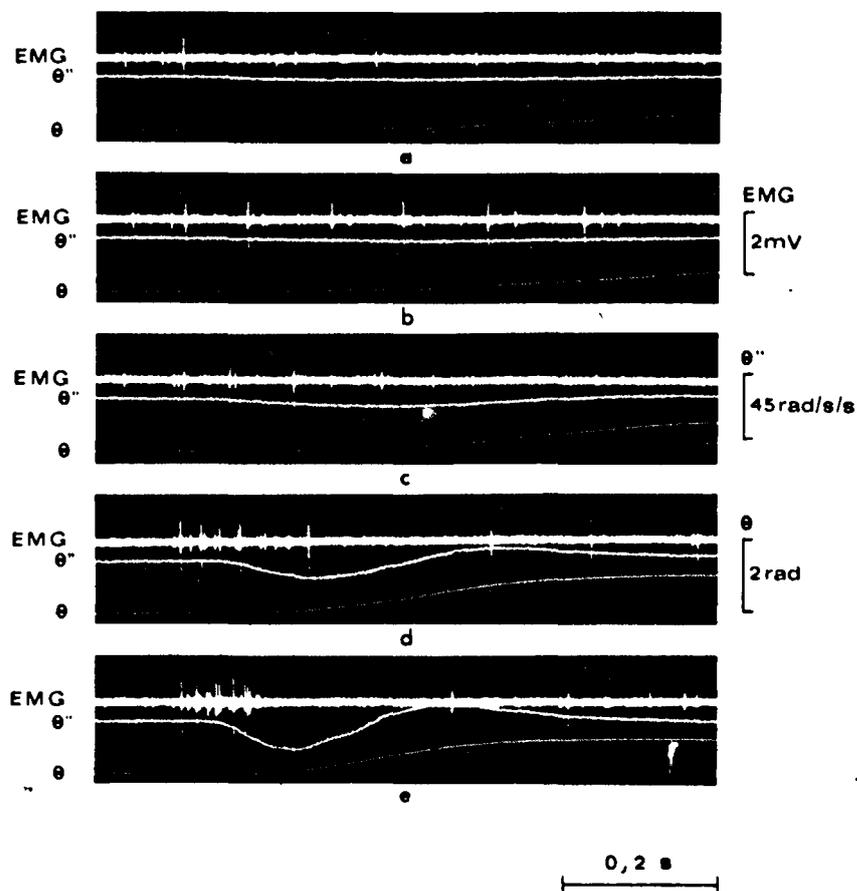


Fig. 58 Enregistrements de l'activité d'une U. M. au cours de mouvements de flexion du coude.

EMG: Electromyogramme élémentaire du biceps brachial.

Θ'' : Accélération tangentielle, en rad/s/s.

Θ : Déplacement angulaire, en rad.

Les enregistrements correspondent de haut en bas à des mouvements de flexion de plus en plus rapides.

augmente, \bar{T} diminue rapidement d'une valeur de 100 à 150 ms à une valeur d'environ 20 ms. En d'autres termes, lorsque la force avec laquelle est effectuée le mouvement augmente, la fréquence moyenne de l'U. M. augmente d'une valeur d'environ 6 à 7 c/s jusqu'à une valeur proche de 50 c/s. On constate d'autre part que la relation entre \bar{T} et W est relativement peu dispersée et semble indépendante de l'inertie opposée au mouvement. Elle se retrouve d'un examen et d'un sujet à un autre.

Les différentes U. M. étudiées au cours d'un même examen suivent toutes approximativement la même relation. Seul le seuil de mise en activité diffère pour chacune d'elles. Il est à remarquer que la valeur minimale de W à laquelle correspond une valeur de \bar{T} ne traduit pas nécessairement le seuil d'excitabilité de l'U. M., lequel peut en effet se manifester par un battement unique de celle-ci (tracé a de la figure 58).

Notons également que le maximum de vitesse atteint au cours de ces mouvements est d'environ 10 rad/s, ce qui est une valeur proche de la vitesse maximale réalisable pour des mouvements de cette amplitude (PERTUZON, 1972).

II - ORGANISATION TEMPORELLE DE L'ACTIVITE DES U. M. AU COURS D'UN MOUVEMENT DONNE.

Si l'on considère l'activité d'une U. M., on peut remarquer (tracés b, c, d, de la figure 58) que, pour un mouvement donné, l'intervalle entre deux battements successifs est généralement d'emblée minimal puis augmente. Pour une inertie donnée, au fur et à mesure que la vitesse augmente, il semble également que la valeur de cet intervalle minimal (T) diminue. Nous avons donc étudié successivement 1) la répartition des intervalles dans la bouddée d'activité de chaque U. M. au cours du mouvement ; 2) la relation entre l'intervalle minimal séparant deux battements consé-

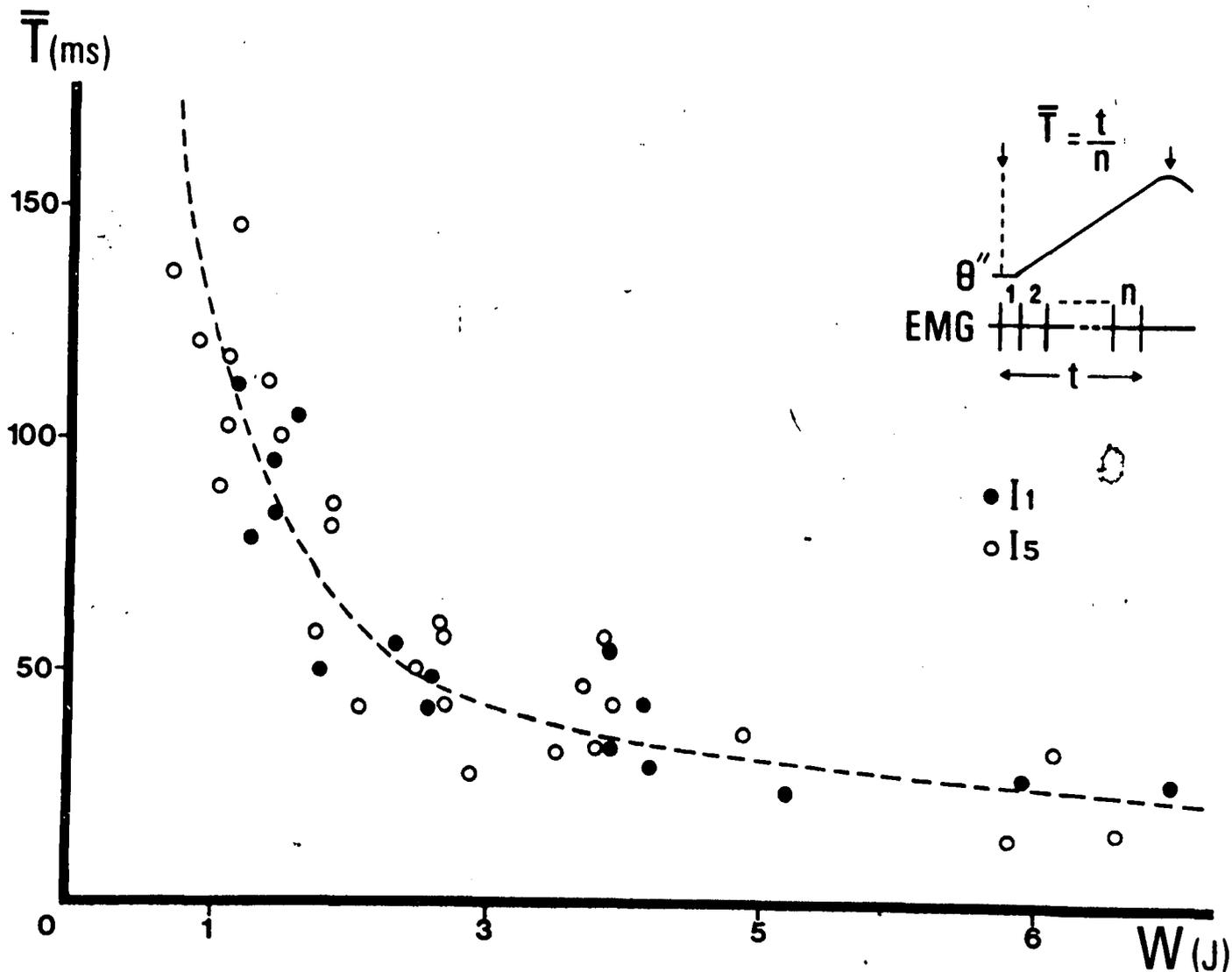


Fig. 59 Relation entre le travail mécanique et l'intervalle moyen entre les battements successifs d'une même unité motrice.

\bar{T} ; intervalle moyen, en ms.

W : travail mécanique, en joules.

En cercles blancs et noirs, deux conditions d'inerties I_1 et I_5 qui correspondent respectivement à l'addition de charges de 1 kg et 5 kg fixées à 25,5 cm de l'axe de rotation du système mécanique. Les deux flèches indiquent la phase du mouvement pendant laquelle est considérée l'activité des U. M. et qui correspond approximativement au temps mis par la force pour atteindre sa valeur maximale.

En cartouche, représentation schématique de la signification de \bar{T} .

EMG : activité d'une U. M. ; θ'' : accélération tangentielle :

t : intervalle de temps entre le premier et le dernier battement de l'U. M.

n : nombre d'intervalles dans le temps t .

cutifs d'une même U. M. et le travail.

1 - Répartition des intervalles dans la bouffée d'activité de chaque U. M. au cours du mouvement.

L'étude de 219 mouvements a permis de montrer que l'intervalle minimal (T) était le plus souvent le premier intervalle de la bouffée d'activité d'une U. M. donnée. En effet, dans 82 % des cas il était le premier, dans 13% le second et dans 3 % le troisième. (fig. 60, encart).

Pour chaque examen, nous avons établi les diagrammes donnant la valeur du second intervalle en fonction de celle du premier. La figure 60 donne un exemple de la représentation obtenue pour une U. M. On constate que la majorité des points obtenus se situent au-dessus de la ligne médiane du graphique, ce qui signifie que T_1 est donc généralement plus grand que T_2 .

Une étude statistique de la répartition des intervalles dans l'ensemble de la bouffée se révélait par contre difficilement réalisable. Seul un test non paramétrique pouvait être employé en raison de la brièveté et du caractère non répétitif des séquences d'activités. Parmi ceux-ci, le test du signe" paraissait le plus simple et le moins contraignant du point de vue statistique. Ce test consiste simplement, rappelons-le, à affecter d'un signe + l'intervalle suivant un intervalle de valeur inférieur et inversement puis à effectuer le total de chaque signe + et -. Les résultats obtenus, reportés sur le tableau de la figure 62 révèlent une tendance à un accroissement des intervalles en fonction du temps au cours du mouvement, toutefois, la différence entre les deux sommes + et - n'est pas significative.

2 - Relation entre l'intervalle minimal séparant deux battements

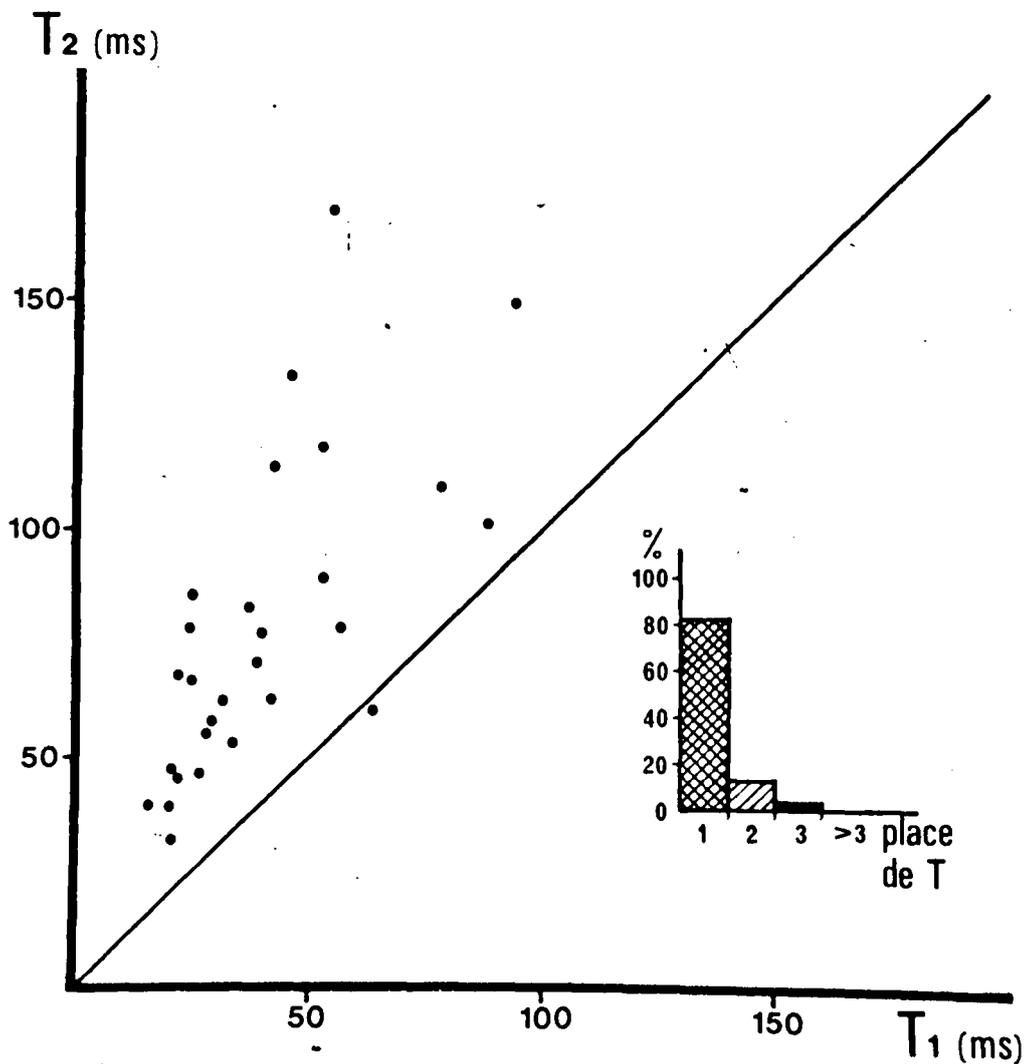


Fig. 60 Place de l'intervalle minimal entre deux battements d'une U.M. dans les bouffées d'activité correspondantes à des mouvements de flexion du coude.

T_1 : Valeur du premier intervalle (en ms.).

T_2 : Valeur du second intervalle (en ms.).

Les points expérimentaux correspondent à l'activité d'une U.M. au cours d'un examen.

En cartouche: représentation schématique de la distribution de l'intervalle minimal (T) dans la bouffée pour l'ensemble des examens; en ordonnée le nombre de cas; en abscisse la place de T.

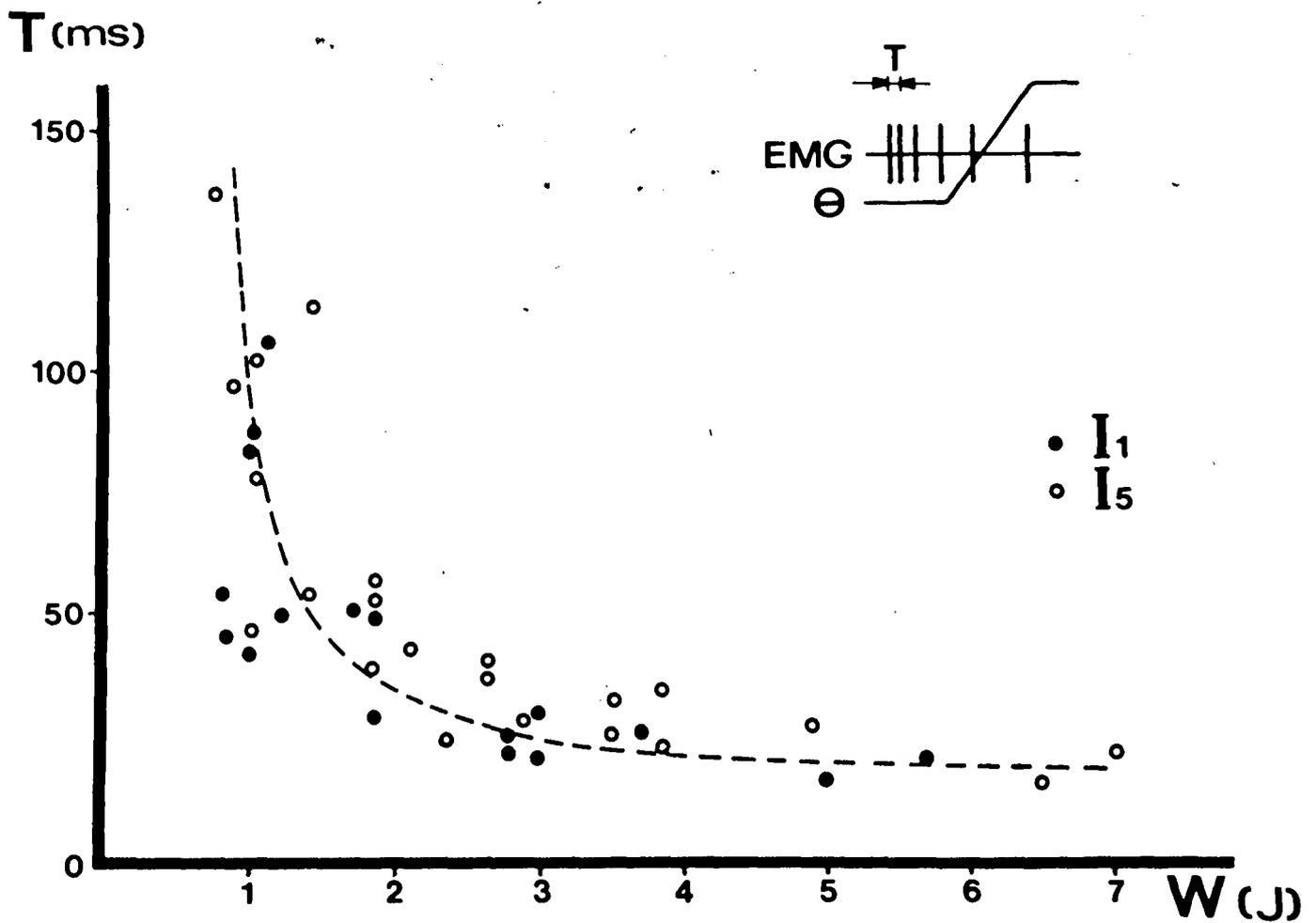


Fig. 61 Relation entre le travail et l'intervalle minimal entre les battements consécutifs d'une même U. M. au cours de la contraction dynamique.

T : Intervalle minimal (en ms) .

W: Travail (en joules) .

En cartouche:représentation schématique de la signification de T.
EMG : activité d'une U. M. ; Θ : déplacement angulaire.

Deux conditions d'inertie sont considérées: $I_1 (\bullet) = 0,179 \text{ Kg. m}^2$,
 $I_5 (\circ) = 0,504 \text{ Kg. m}^2$.

successifs d'une U. M. et le travail.

L'ensemble des relations entre T et W a fait l'objet de 23 graphiques récapitulatifs, tel celui de la figure 61. Pour une même U. M., la relation entre T et W est d'allure hyperbolique et ressemble à celle mise en évidence entre T et W. Il s'agit d'une relation peu dispersée, reproductible d'un examen et d'un sujet à un autre. Elle semble également indépendante de l'importance de l'inertie opposée au mouvement. Les valeurs extrêmes de T qui ont été observées sont égales à 247 et 14 ms, d'où des fréquences limites de 4 c/s et 71/s.

S u j e t	Nombre de signes +	Nombre de signes -
Co.	5 1	2 0
Le.	7 2	2 4
Be.	3 7	2 0
La.	1 9	1 3
Pa.	5 0	3 0
Pao.	1 9	0 7
Total	2 4 8	1 1 4

Fig. 62 Répartition des intervalles dans les bouffées d'activité de chaque U. M. au cours de la contraction dynamique : Test du signe.

D - DISCUSSION

A partir des données obtenues, il semble possible d'envisager

- 1) le rôle du recrutement temporel dans la gradation de la contraction.
- 2) les mécanismes de régulation impliqués dans l'organisation de l'activité des U. M.

1 - ROLE DU RECRUTEMENT TEMPOREL DANS LA GRADATION DE LA CONTRACTION.

Le rôle du recrutement temporel des U. M. doit être considéré dans la gradation de la contraction, d'une part d'un mouvement à un autre, d'autre part au cours d'un mouvement donné.

1 - Rôle du recrutement temporel dans la gradation de la contraction d'un mouvement à un autre.

La relation linéaire mise en évidence, dans ce même type de mouvement, entre l'EMG de surface intégré et le travail, par BOUISSET et GOUBEL (1973), suggérait l'existence d'une proportionnalité entre cette variable mécanique et les mécanismes de recrutement des U. M. La mise en évidence d'une relation entre l'intervalle moyen (\bar{T}) séparant les battements successifs d'une U. M. et le travail (W) confirme cette hypothèse. En effet, si la considération d'une moyenne est discutable sur le plan mathématique, dès lors qu'un certain ordre semble se dégager dans la répartition des intervalles, la consistance même des relations mises en évidence entre \bar{T} et W (faible dispersion, reproductibilité des résultats) semble attester de la signification physiologique de ce résultat. Comme dans le cas de la contraction isométrique, il nous semble donc que \bar{T} peut être tenu comme un indice du recrutement temporel des U. M. D'autre part

la variation de \bar{T} est particulièrement importante pour les valeurs faibles du travail. Or, dans nos conditions expérimentales, le travail peut être considéré comme une expression de la force. Le recrutement temporel des U. M. jouerait donc un rôle particulièrement important dans la gradation du maximum de force atteint au cours du mouvement pour les valeurs faibles de celle-ci.

L'analogie des relations entre intervalle moyen de battement et force, obtenues dans le travail statique et dans le travail dynamique, n'implique pas pour autant que ce soient les mêmes U. M. ni les mêmes mécanismes de limitation de la fréquence qui soient mis en jeu. En effet, il faut remarquer que les fréquences moyennes maximales enregistrées dans le cas de la contraction isométrique sont de l'ordre de 30 c/s alors qu'elles sont d'environ 50 c/s dans celui de la contraction anisométrique. Il était donc particulièrement important d'essayer de déterminer si ce sont les mêmes U. M. qui sont mises en jeu dans les deux types de contraction, ce qui fera l'objet du chapitre VI.

2 - Rôle du recrutement temporel dans la gradation de la contraction au cours d'un mouvement donné.

Si l'on considère l'activité d'une U. M. au cours d'un mouvement donné, il apparaît que le premier intervalle est généralement le plus court et que les intervalles qui suivent auraient tendance à augmenter pendant la phase d'accélération du mouvement. Ceci indique pour le moins que lorsque l'accélération augmente, la fréquence de battement de chaque U. M. n'augmente pas. Au cours d'un mouvement donné, il n'y a donc pas de recrutement temporel des U. M. L'augmentation de force traduite par l'accélération positive du mouvement ne peut alors être assurée que par le recrutement spatial des U. M. Il convient toutefois de souligner que ce résul-

tat n'est valable que pour le type de mouvement considéré. En effet, ainsi que nous le verrons dans le chapitre VI, dans le cas de mouvements effectués à la fois contre inertie et contre résistance, le recrutement temporel est mis en jeu au cours de chaque mouvement.

La valeur de l'intervalle minimal est liée à celle du travail et donc au maximum de force atteint au cours du mouvement. Etant donné le petit nombre de battements de chaque U. M. au cours d'un mouvement donné, il est pensable que cette relation soit, en plus ou moins grande partie, à l'origine de celle mise en évidence entre l'intervalle moyen et le travail. Le fait que T soit généralement le premier intervalle de la bouffée suggère par ailleurs que les deux premières secousses de chaque U. M. seraient déterminantes pour le reste de la contraction. Il semble que cette organisation particulière soit mise en jeu dans de nombreuses modalités de contraction, dès qu'une augmentation rapide de tension est requise. En effet, nous avons pu l'observer également dans la contraction isométrique anisotonique rapide et ECCLES et HOFF (1932) et HOFF et GRANT (1944) avaient déjà signalé la mise en jeu d'un tel processus dans le réflexe d'étirement tonique du soleus. La signification fonctionnelle de ce mécanisme semble d'autre part pouvoir être appréhendée à partir des travaux de MISHELEVICH. Celui-ci a pu montrer en comparant l'activité mécanique des U. M. à l'activité électrique des motoneurons de différents muscles chez le chat, que le "doublet" d'activité initial induit par la stimulation, se traduisait par une brusque augmentation de tension, laquelle chutait ou n'augmentait plus que faiblement par la suite, suivant le type de motoneurone (fig. 63). On conçoit alors que T puisse déterminer le reste de la contraction.

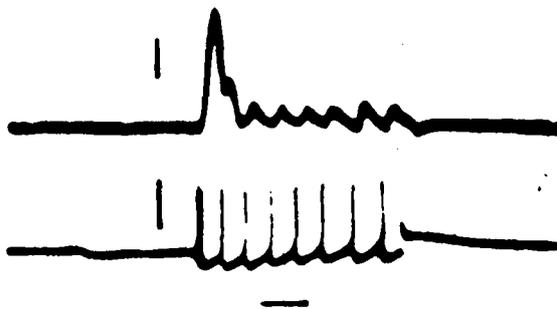
II LES MECANISMES DE REGULATION IMPLIQUES DANS L'ACTIVITE DES U. M.

Les résultats obtenus permettent de formuler un certain nombre

CELL 1884-1

CELL 1887-4

A



B

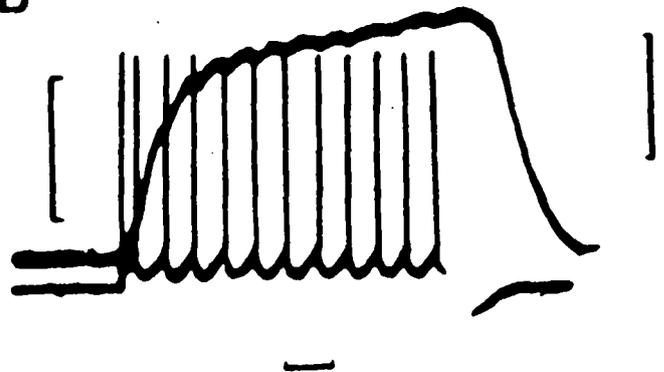


Fig. 63 Activité électrique et activité mécanique d'U. M. uniques en réponse à une stimulation du motoneurone par un échelon de courant d'intensité constante.

Le mode d'activité B est plus courant que le mode A.
Calibrages: spikes, 50 mV; tension, A: 10 g, B: 5 g;
Temps: 100 ms.
(D'après MISHELEVICH, 1969)

d'hypothèses relatives, d'une part à l'organisation temporelle de l'activité des U.M. et d'autre part à la programmation du mouvement.

1 - Hypothèses relatives à l'organisation temporelle de l'activité des U.M.

L'analyse de l'activité des U.M. au cours d'un mouvement donné révèle que le premier intervalle de la bouffée d'activité d'une U.M. est généralement le plus court. Plusieurs hypothèses semblent pouvoir être invoquées afin d'expliquer ce fait.

- L'ordre de grandeur des intervalles pourrait être directement déterminé par un mécanisme central. PORTER (1972) a en effet montré que l'instant de départ du mouvement était en relation directe avec la répartition des intervalles dans la bouffée de décharge d'une cellule pyramidale, ce qui suppose la possibilité d'un codage très fin de l'information.

- La place de T pourrait être liée indirectement au message moteur cortical et concorder avec la levée de l'inhibition présynaptique sur la voie afférente Ia. Celle-ci, mise en évidence au niveau du soleus, se traduit par une facilitation du réflexe H (KOTZ, 1969; COQUERY et COULMANCE, 1971; PIERROT DESEILLIGNY et coll., 1971; GELFAND et coll., 1971) laquelle est maximale juste avant l'apparition de l'activité myoélectrique puis décroît (GOTTLIEB et coll., 1970).

- Le fait que T soit le plus souvent le premier intervalle de la bouffée pourrait être la manifestation d'une propriété intrinsèque du motoneurone et concorder avec le phénomène d'adaptation du motoneurone mis en évidence en premier lieu par KERNELL (1965).

- Enfin, mais il est possible que d'autres hypothèses puissent être invoquées, il se pourrait que la fréquence de battement de chaque U.M. diminue progressivement au cours de la phase d'accélération du mouvement.

Cette diminution pourrait alors résulter soit d'une inhibition d'origine Ib, soit d'une désactivation des fuseaux lors de la contraction. L'intervention d'une inhibition réciproque semble pouvoir être écartée dans la mesure où le silence entre les deux bouffées d'activité persiste après le blocage du nerf radial (GARLAND et coll., 1972).

2 - Hypothèses relatives à la programmation du mouvement.

L'origine de la bouffée d'activité liée à l'accélération du mouvement semble pouvoir être précisée à partir des données acquises dans cette étude. Les résultats obtenus indiquent en effet que dès qu'une U. M. est mise en activité, au tout début de la bouffée d'activité qui initie le mouvement, il existe une relation entre le travail (ou la valeur maximale de vitesse atteinte pour chaque mouvement, pour une inertie donnée) et l'intervalle séparant les deux premiers battements de cette U. M. Or, nous avons pu montrer (voir chapitre III) que le biceps brachial est celui des muscles agonistes de la flexion qui est mis en jeu le premier dans ce type de mouvement. De ce fait, il est vraisemblable que, tout au moins lorsque l'amplitude du mouvement est limitée volontairement, la valeur maximale de la vitesse à atteindre est préprogrammée. Dans le même ordre d'idées BOUISSET et LESTIENNE (1974), étudiant les propriétés cinématiques de ce mouvement ont mis en évidence que lorsque la vitesse est donnée, la partie initiale de la courbe d'accélération est déterminée, ce qui constitue un argument supplémentaire en faveur d'une prédétermination de celle-ci.

D'autre part, si les données de VALLBO (1971) concernant la contraction isométrique, sont généralisables à la contraction anisométrique, l'activité fusimotrice ne précéderait pas l'activité myoélectrique. Il serait alors légitime de penser que la préprogrammation de l'activité serait d'origine centrale. Par ailleurs, certaines données, acquises tant

au niveau central qu'au niveau périphérique, semblent aller dans le sens de cette hypothèse. Il est connu en effet que la fréquence moyenne de décharge des cellules pyramidales est en relation directe avec la force ou la vitesse maximale atteinte au cours du mouvement (EVARTS, 1968; PORTER et coll., 1971 et BROOKS et coll., 1972) et que l'activité de ces cellules précède l'activité myoélectrique de 100 ms environ, ce qui implique que le message moteur atteint le pool des motoneurones 70 à 80 ms avant la manifestation de l'activité myoélectrique. D'autre part, il semble que l'activité du muscle soit, en un premier temps, plus ou moins indépendante de phénomènes réflexes. Au niveau périphérique GARLAND et ANGEL (1971) ont en effet montré que la première bouffée d'activité n'est pas affectée par un étirement passif du muscle intervenant juste avant l'initiation du mouvement et donc qu'elle serait indépendante de l'activité Ia.

C - CONCLUSIONS

L'originalité de cette étude réside, d'une part, dans l'enregistrement de l'activité myoélectrique élémentaire au cours de la contraction anisométrique. Il faut souligner que celui-ci a été réalisé jusqu'à des valeurs de la vitesse proches de la vitesse maximale pour des mouvements de l'amplitude considérée. Elle réside d'autre part dans l'acquisition des premières données quantifiées sur l'organisation de l'activité des U. M. dans cette modalité du mouvement.

L'étude du recrutement des U. M. nous a montré: a) que la fréquence moyenne de battement est liée au maximum de force atteint au cours de chaque mouvement, b) que le recrutement temporel n'est semble-t-il pas mis en jeu au cours d'un mouvement donné, et donc que le décours du mouvement serait lié au seul recrutement spatial des U. M. ;c) que l'organisation temporelle de la bouffée d'activité d'une U. M. donnée serait à même d'assurer une augmentation rapide de tension. Or, les travaux portant sur l'activité des cellules du cortex pyramidal ont montré que la fréquence moyenne de décharge constitue un moyen de codage du message moteur (EVARTS, 1968), bien qu'un codage plus fin soit assuré par la distribution temporelle des intervalles dans la bouffée (PORTER, 1972). Un même type de codage se retrouve donc dans le message transmis au muscle par les motoneurones et dans celui transmis aux motoneurones par les cellules pyramidales.

Ces données ont par ailleurs permis d'appréhender les mécanismes de régulation mis en jeu dans ces mouvements. En particulier, le fait que la valeur du premier intervalle de la bouffée d'activité d'une U. M. soit lié à celle du maximum de vitesse atteint au cours de chaque mouvement, suggère une prédétermination de l'activité myoélectrique, vraisemblablement d'origine centrale.





- CHAPITRE VI -

MISE EN JEU DES DIFFERENTS TYPES D'U.M.

<u>A - INTRODUCTION</u>	Pages
I - ANALYSE DE LA LITTERATURE	142
1 - Différenciation des fibres musculaires	
2 - Différenciation des motoneurones	
3 - Différenciation des U. M.	
4 - Limites de la différenciation.	
5 - Mise en jeu des différents types d'U. M.	
II - PROBLEMES POSES	147
<u>B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES</u>	
I - COMPARAISON ENTRE L'EMG DE SURFACE INTEGRE ET LE DEBIT DE SPIKES ET ANALYSE DE L'ACTIVITE DES U. M. PAR LA METHODE DE TOKIZANE.	149
II - DETERMINATION DES U. M. DANS LA CONTRACTION STATIQUE ET DANS LA CONTRACTION DYNAMIQUE.	149
<u>C - RESULTATS</u>	
I - COMPARAISON ENTRE L'EMG DE SURFACE INTEGRE ET LE DEBIT DE SPIKES.	152
II - ANALYSE DE L'ACTIVITE DES U. M. PAR LA METHODE DE TOKIZANE	153
III - DETERMINATION DES U. M. ACTIVES DANS LA CONTRACTION STATIQUE ET DANS LA CONTRACTION DYNAMIQUE.	153

D - DISCUSSION

I - IMPORTANCE FONCTIONNELLE DE L'AUGMENTATION D'AMPLITUDE DES U. M. EN FONCTION DE LA FORCE	157
II - MISE EN EVIDENCE DE L'ACTIVITE DE DEUX TYPES D'U. M. DANS LA CONTRACTION STATIQUE PAR LA METHODE DE TOKIZANE.	159
III - IDENTITE DES U. M. MISES EN JEU DANS LA CONTRACTION STATIQUE ET DANS LA CONTRACTION DYNAMIQUE.	161

E - <u>CONCLUSIONS</u>	163
------------------------	-----

A - INTRODUCTION

La plupart des muscles squelettiques de l'homme et de l'animal sont composés d'au moins deux types d'U. M. Ces deux types ont été différenciés chez l'homme de par leur propriétés physico-chimique (OGATA et MURATA, 1969; SUSHEELA et WALTON, 1968), leurs propriétés anatomiques (FEINSTEIN et coll., 1955; BROOKE et ENGEL, 1969) et leurs propriétés physiologiques (TOKIZANE et SHIMAZU, 1964; BUCHTHAL et SCHMALBRUCH, 1970). L'existence de ces deux types d'U. M. pose le problème de leur signification fonctionnelle. Chaque type d'U. M. est-il mis en jeu selon un ordre préférentiel? Les deux types d'U. M. sont-ils actifs quel que soit le mode de contraction envisagé (contraction statique ou contraction dynamique)? Nous essaierons dans ce chapitre d'apporter des éléments de réponse à ces questions. Au préalable, une analyse même sommaire de la littérature, s'impose afin de préciser les problèmes posés.

I - ANALYSE DE LA LITTERATURE

Dès 1873, RANVIER constate, dans le muscle gastrocnémien du lapin et dans certaines muscles de la raie et de la torpille, l'existence de fibres musculaires blanches et rouges, auxquelles il attribue les mêmes propriétés qu'aux muscles blancs et rouges qu'il a étudié la même année. Les muscles blancs se contractent brusquement, donnent un té-tanos imparfait pour une fréquence de stimulation de 50 c/s, tandis que les muscles rouges se contractent lentement et donnent un té-tanos parfait pour la même fréquence de stimulation.

Depuis lors, le problème de la pluralité des unités contractiles du muscle strié et de leur innervation a fait l'objet d'un nombre considérable de travaux d'ordre anatomique, histochimique et physiologique

Pour une revue détaillée de ceux-ci, on se reportera à BOURGUIGNON (1956) et CLOSE (1972). Nous n'en rappellerons ici que les principales données.

1 - Différenciation des fibres musculaires

La plupart des muscles squelettiques sont constitués d'au moins deux groupes de fibres. Celles-ci se distinguent de par leur activité enzymatique. Selon DUBOWITZ et PEARSE (1960), et ENGEL (1962), par exemple, les fibres de type I présentent une activité oxydative importante, une activité glycolytique faible et une activité ATP asique faible, tandis que les fibres de type II ont les caractéristiques inverses. Soulignons toutefois que cette distinction entre fibres de type I et de type II répond à la classification la plus simplifiée qui ait été proposée. La distinction de trois groupes de fibres est en effet défendue par de nombreux auteurs et certaines classifications distinguent jusqu'à huit groupes de fibres (ROMANUL, 1964; YELLIN, 1967).

Les fibres de type I se distinguent également de celles de type II de par leur plus petit diamètre (BROOKE et ENGEL, 1969; JENNEKENS et coll., 1971; POLGAR et coll., 1973).

Les études de microscopie électronique ont montré que cette différenciation portait aussi sur la distribution des mitochondries à l'intérieur de la fibre (PADYKULA et GAUTHIER, 1967; OGATA et MURATA, 1969) et sur la structure des plaques motrices (MURATA et OGATA, 1969).

2 - Différenciation des motoneurones

La différenciation des fibres musculaires résulte ainsi qu'il a été montré chez le chat, de celle des motoneurones. Ces derniers ont également été classés en au moins deux types. Aux fibres de type I et de type II correspondent des motoneurones respectivement "toniques" et "phasiques". Les motoneurones de type tonique se différencient de ceux de type phasique par de nombreux facteurs. Leur résistance membranaire

est plus élevée (BURKE, 1968). La taille de leur corps cellulaire est plus faible (HENNEMANN, 1957). Ils présentent une phase d'hyperpolarisation plus importante (ECCLES et coll., 1957, 1958). Selon ECCLES (1953), la durée de cette phase d'hyperpolarisation déterminerait la fréquence de décharge des motoneurones. GRANIT et coll. (1956, 1957), ont montré que la fréquence des motoneurones toniques ne dépassait que rarement, chez le chat, 20 à 30 c/s, tandis que celle des motoneurones phasiques atteignait 60 c/s. De plus, les motoneurones toniques déchargeraient de façon soutenue lors d'un étirement du muscle, tandis que les phasiques répondraient par des bouffées de décharges.

3 - Differenciation des U. M.

Cette classification se retrouve tout naturellement au niveau des U. M. Il a été montré que tout au moins chez l'animal, chaque U. M. est composée d'un seul type de fibres (DOYLE et MAYER, 1969; BRANCASTER et LAMBERT, 1968; EDSTROM et KUGELBERG, 1968; BURKE et coll., 1973). Les U. M. composées de fibres de type I sont généralement qualifiées de "toniques" et celles composées de fibres de type II, d'U. M. "phasiques".

Les U. M. de type tonique ont des temps de contraction plus longs que celles de type phasique. Elles sont susceptibles de donner des secousses d'intensité moins importante, et sont sous la dépendance de fibres nerveuses motrices dont le diamètre est moins important. Ces caractéristiques ont été mises en évidence aussi bien chez le chat (BESSOU et coll., 1963; Mc PHERAN et coll., 1965; HENNEMANN et coll., 1965; BURKE, 1967, 1968, 1973), que chez l'homme (BUCHTHAL et SCHMALBRUCH, 1970).

4 - Limites de la différenciation.

L'exposé succinct des différences entre les deux types de fibres, d'U. M. et de motoneurones pourrait laisser à penser que les limites entre ces types sont bien nettes. Il faut souligner qu'il n'en est rien et que

l'idée d'un continuum sur le plan, tant biochimique (GUTH et YELLIN, 1971) que physiologique (BURKE, 1968), semble largement admise. De ce fait, la distinction de deux groupes de fibres, motoneurones et U. M. nous a semblé la plus logique, à condition d'admettre l'existence de formes intermédiaires, ce qui permet alors de rendre compte de la majorité des classifications proposées.

Il faut noter également que le comportement des motoneurones ne dépend pas uniquement de leurs caractéristiques "toniques" ou "phasiques". Ainsi, selon GRANIT et coll., (1957), en réponse à un étirement du muscle chez le chat, les motoneurones phasiques qui déchargent habituellement sous forme de bouffées, peuvent décharger de façon continue si l'on excite les fuseaux par la succinylcholine. Les travaux de KERNELL (1965, 1966), BURKE (1968) et MISHELEVICH (1968) confirment que la plupart des motoneurones peuvent, lorsque l'excitation est suffisante, avoir une décharge soutenue. Ainsi que l'ont exprimé clairement HENATSCH et coll. (1959), il semble donc que "les termes de phasique et tonique sont commodes, mais n'impliquent pas que les motoneurones phasiques ne peuvent avoir de fréquence de décharge soutenue".

5 - Mise en jeu des différents types d'U. M.

L'existence d'un continuum et la plasticité du comportement des motoneurones font que rien ne permet à priori de penser que l'un ou l'autre des types d'U. M. soit mis en jeu plus particulièrement dans le travail statique ou dans le travail dynamique.

HENNEMANN et coll. (1965) et SOMJEN et coll. (1965) ont démontré que la mise en jeu des motoneurones s'effectue, chez le chat, suivant le "principe de la taille". Ce dernier exprime que plus la taille du corps cellulaire est importante, plus le seuil d'excitabilité est élevé et plus le motoneurone sera mis en jeu tardivement. Ce principe a été invoqué par de nombreux auteurs comme une loi régissant la mise en jeu des U. M. Or, ainsi que l'a souligné SOMJEN (1972) "le principe de la taille exprime une corrélation et non une loi et ne préfigure en rien l'ordre de la mise en jeu" qui pourrait être modifié par les influx synap-

tiques. Un motoneurone phasique pourrait par exemple être mis en jeu avant un motoneurone tonique s'il reçoit une somme importante d'influx facilitateurs ou si le motoneurone tonique est inhibé.

De fait, on ne dispose semble-t-il jusqu'à l'heure actuelle que de peu de données sur le problème de la mise en jeu des U. M.

Pour WARMOLTS et ENGEL (1973) il y aurait deux groupes d'U. M. mis en jeu selon le mode de contraction. Les unes ne seraient actives que pour des contractions soudaines et de force élevée. Elles répondraient par bouffées et une biopsie pratiquée au point de détection montrerait dans ce cas que les fibres concernées sont de type II. Les autres seraient caractérisées par une activité soutenue dont la fréquence augmenterait progressivement en fonction de la force. Elles correspondraient alors à des fibres de type I.

Par contre, un certain nombre d'arguments indirects tendraient à montrer que les deux types d'U. M. sont mis en jeu dans la contraction statique.

a - Chez le chat, OLSON et coll. (1968) ont semble-t-il démontré que l'activité des U. M. de type tonique se manifesterait par des potentiels d'U. M. d'amplitude moins importante que ceux des U. M. phasiques. Ceci résulterait de ce que le nombre de fibres musculaires d'une U. M. est d'autant plus important que le diamètre de l'axone qui l'innerve est plus grand (Mc PHERAN et coll. , 1965; WUERKER et coll. , 1965). Or, il est d'observation courante chez l'homme que l'amplitude des potentiels des U. M. augmente avec la force (DENNY-BROWN et PENNYBACKER, 1938; SEYFFARTH, 1940; KUGELBERG et SKOGLUND, 1946; BUCHTHAL et coll. , 1954; GURFINKEL et coll. , 1970; TANJI et KATO, 1973), ce qui pourrait suggérer la mise en jeu progressive dans ce type de contraction d'U. M. toniques, puis d'U. M. phasiques. Toutefois, selon SMITH (1934) et GILSON et MILS (1941), le nombre d'U. M. situées loin de l'électrode étant plus important que celui des U. M. proches, il serait logique que l'on ait plus de chances de détecter en premier lieu des spikes de faible amplitude, provenant d'U. M. lointaines. Bien qu'un certain nombre de données rapportées ci-dessous semblent plutôt en faveur d'une géné-

ralisation de l'hypothèse d'OLSON à la contraction statique chez l'homme, il n'est pas exclu que ce facteur rende compte, tout au moins en partie de cette observation.

b - Selon GYDIKOV et KOSAROV (1972), les UM mises en jeu les premières auraient une taille inférieure à celles mises en jeu par la suite.

c - Récemment MILLNER-BROWN et coll. (1973) ont enregistré les tensions développées par chacune des U. M. mises en jeu au cours d'une contraction statique du muscle premier interosseux dorsal. Il apparaît que dans la gamme de forces étudiée, la tension développée par les U. M. est directement proportionnelle à leur seuil d'excitabilité.

d - TOKIZANE (1954, 1955) et TOKIZANE et SHIMAZU (1964), ont pu différencier deux types d'U. M. de par l'évolution relative de la variabilité en fréquence et de la fréquence moyenne de battement, en fonction de la force.

II - PROBLEMES POSES

De l'analyse de la littérature, il ressort que si les U. M. peuvent être classées tout au moins en deux groupes, la continuité entre ceux-ci, et la plasticité fonctionnelle des motoneurones, ne permettent pas d'établir réellement d'hypothèses sur la mise en jeu et la signification fonctionnelle de ces deux types d'U. M.

Toutefois, un certain nombre de données laissent à penser que les deux types d'U. M. seraient mis en jeu dans la contraction statique. Parmi celles-ci, nous retiendrons d'une part l'observation selon laquelle l'amplitude des potentiels d'U. M. augmente avec la force et d'autre part, la différenciation en U. M. toniques et cinétiques proposée par TOKIZANE (1954), sur le critère de la variabilité de fréquence des U. M.

Nous nous sommes proposés dans ce chapitre d'essayer d'apporter des éléments de réponse aux problèmes suivants :

1 - Les deux types d'U. M. (tonique et phasique) sont-ils mis en jeu dans la contraction statique et plus précisément dans la contraction isométrique, isotonique ?

Ce problème sera abordé d'une part en comparant l'EMG de surface intégré et le débit de spikes. Ceci devrait permettre de déterminer l'importance de l'augmentation d'amplitude des potentiels d'U. M. au cours d'une contraction statique de force croissante. Il sera abordé d'autre part en essayant d'appliquer la méthode de TOKIZANE aux mêmes résultats.

2 - Les U. M. actives dans la contraction statique sont elles également mises en jeu dans la contraction dynamique ?

B - TECHNIQUES ET PROTOCOLES

I - COMPARAISON ENTRE L'EMG DE SURFACE INTEGRE ET LE DEBIT DE SPIKES ET ANALYSE DE L'ACTIVITE DES U. M. PAR LA METHODE DE TOKIZANE.

Ces études ont porté sur les enregistrements effectués dans la seconde série expérimentale décrite dans le chapitre IV. Nous en rappellerons ici les points essentiels.

L'activité myoélectrique de surface du biceps brachial était détectée au moyen de deux électrodes d'argent fixées sur la peau. L'EMG obtenu était ensuite intégré. L'activité élémentaire du même muscle était détectée à l'aide de trois électrodes bifilaires, en trois points du muscle. Cette activité était ensuite analysée automatiquement grâce à un analyseur de signaux de type Intertechnique.

Les épreuves consistaient à maintenir différents niveaux de force, le coude étant fléchi à 90°. Cinq sujets normaux avaient été examinés trois fois chacun.

II-DETERMINATION DES U. M. DANS LA CONTRACTION STATIQUE ET DANS LA CONTRACTION DYNAMIQUE.

Afin d'essayer de répondre à la seconde question: les U. M. actives dans la contraction statique sont-elles également mises en jeu dans la contraction dynamique la série expérimentale suivante a été réalisée:

L'activité myoélectrique élémentaire du biceps brachial a été détectée en deux points du muscle, au moyen de deux électrodes bifilaires. Les EMG ont été enregistrés sur bande magnétique puis filmés et retrans-

crits sur papier.

Le protocole expérimental suivant a été adopté. Les sujets sont assis, l'avant-bras droit fixé dans le dispositif de reproduction du mouvement.

Les épreuves principales comportent trois phases qui s'enchainent sans interruption: 1 - Le maintien d'une charge, pendant 10 secondes, le coude étant fléchi à 75° (par rapport à l'extension complète). 2 - Au signal sonore délivré par l'expérimentateur, un mouvement de flexion avec cette charge, d'un repère A correspondante à la flexion du coude à 75° , à un repère B correspondant à la flexion à 105° . 3 - Le maintien pendant 10 secondes de cette même charge, dans la position d'arrêt du mouvement.

A cet effet, les sujets contrôlent le déplacement angulaire sur l'écran d'un oscillographe où deux traits verticaux figurent les repères A et B. De plus, un secteur circulaire de 32 cm de rayon est fixé à l'extrémité de la partie mobile du dispositif de reproduction du mouvement. Ce secteur est creusé d'une gorge qui reçoit par l'intermédiaire d'une poulie de rappel, le câble de traction relié à la charge à soulever. La poulie permet ainsi un déplacement vertical de la charge, laquelle exerce au niveau du bras mécanique une force dont l'angle d'application est constamment égal à 90° (fig. 64). L'inertie de la partie mobile du système mécanique équipé du secteur est de $524 \cdot 10^{-3} \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$. Elle peut être modifiée par la fixation d'haltères à 28 cm de l'axe de rotation.

Au cours de chaque examen, les sujets maintenaient successivement des charges de 1 Kg et 5 Kg et les mouvements étaient effectués à la fois avec ces charges et avec des haltères de 2 Kg et 8 Kg. Au début et à la fin de chaque examen, les sujets maintenaient chaque charge pendant 30 secondes, le coude étant fléchi successivement à 105° , 90° et 75° .

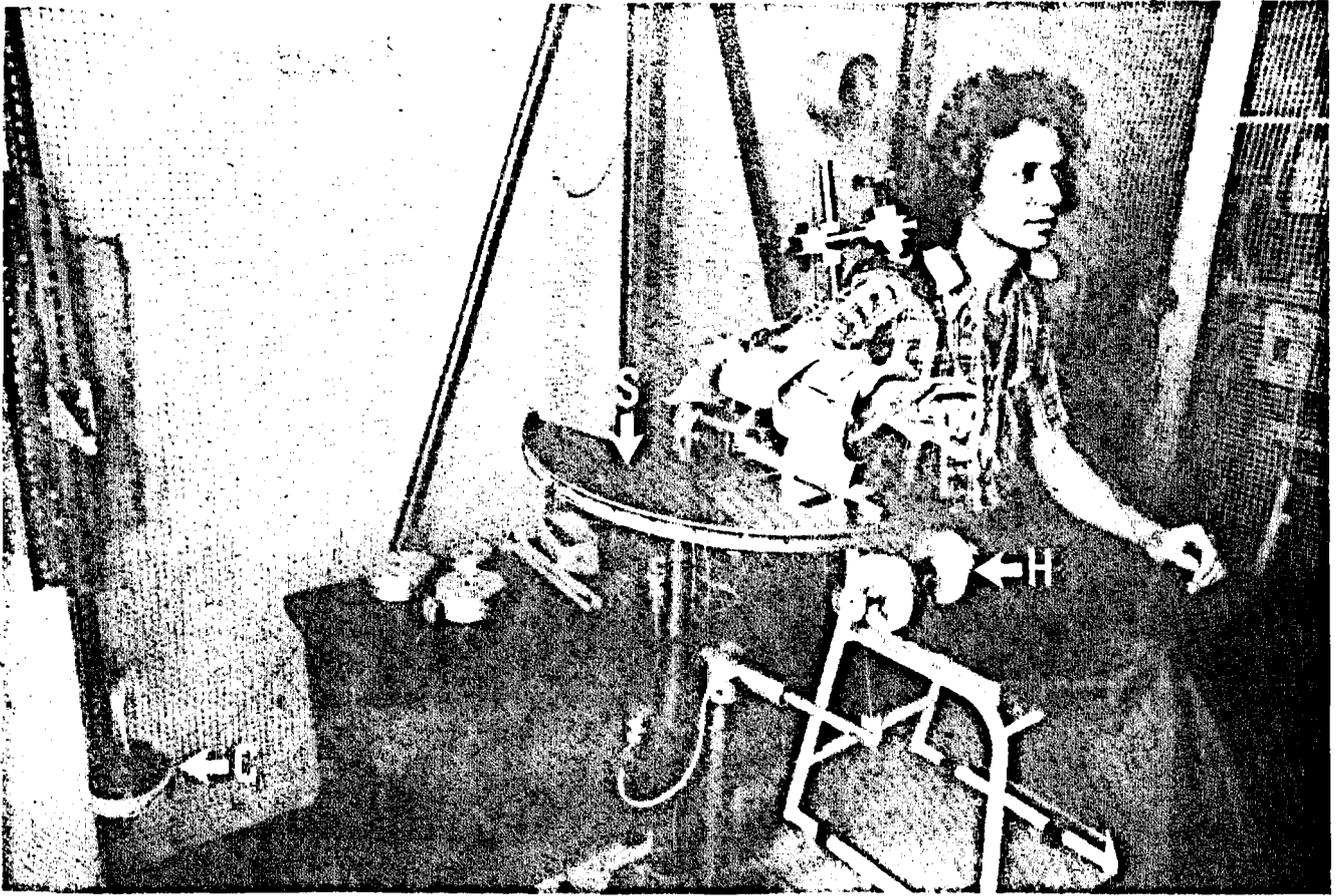


Fig. 64 Vue d'ensemble de la situation expérimentale d'étude des mouvements avec charge.

S : secteur de rappel.

C : charge.

H : haltères.

De cette manière, 9 sujets normaux dont 4 de sexe féminin et 5 de sexe masculin ont été examinés trois fois chacun, d'où un total de 27 examens. Les limites d'âge étaient de 22 et 30 ans.

C - RESULTATS

I - COMPARAISON ENTRE L'EMG DE SURFACE INTEGRE ET LE DEBIT DE SPIKES.

Dnas le chapitre précédent, une relation quadratique a été mise en évidence entre la force (F) d'une contraction isométrique et le débit de spikes (N), d'un échantillon d'U. M. représentatif de l'ensemble du muscle. Cette relation s'ajuste au même type de fonction que celle entre l'EMG de surface intégré (Q) et la force (fig. 65). N représente, à une constante près, le total des spikes traduisant l'activité de l'ensemble des U. M. sur un intervalle de temps donné. Q représente, également à une constante près, la surface de la sommation algébrique de ces spikes. La comparaison des relations entre N et F et entre Q et F, semblait donc de nature à permettre de préciser l'importance de l'augmentation de surface des spikes en fonction de la force.

La manière la plus simple d'effectuer cette comparaison consistait à établir les diagrammes de corrélation entre Q et N pour chaque examen. Dans l'ensemble des cas (15 examens), une relation d'allure quadratique a été ainsi mise en évidence entre Q et N (fig. 66). Q augmente plus rapidement que N. La surface des variations de potentiels résultant de la sommation algébrique des spikes augmente plus rapidement que le nombre de celles-ci. Il semble donc que la surface des spikes est d'autant plus importante que la force est importante. De plus, la relation entre Q et N étant d'allure quadratique, cette augmentation est d'autant plus marquée que la force exercée est élevée.

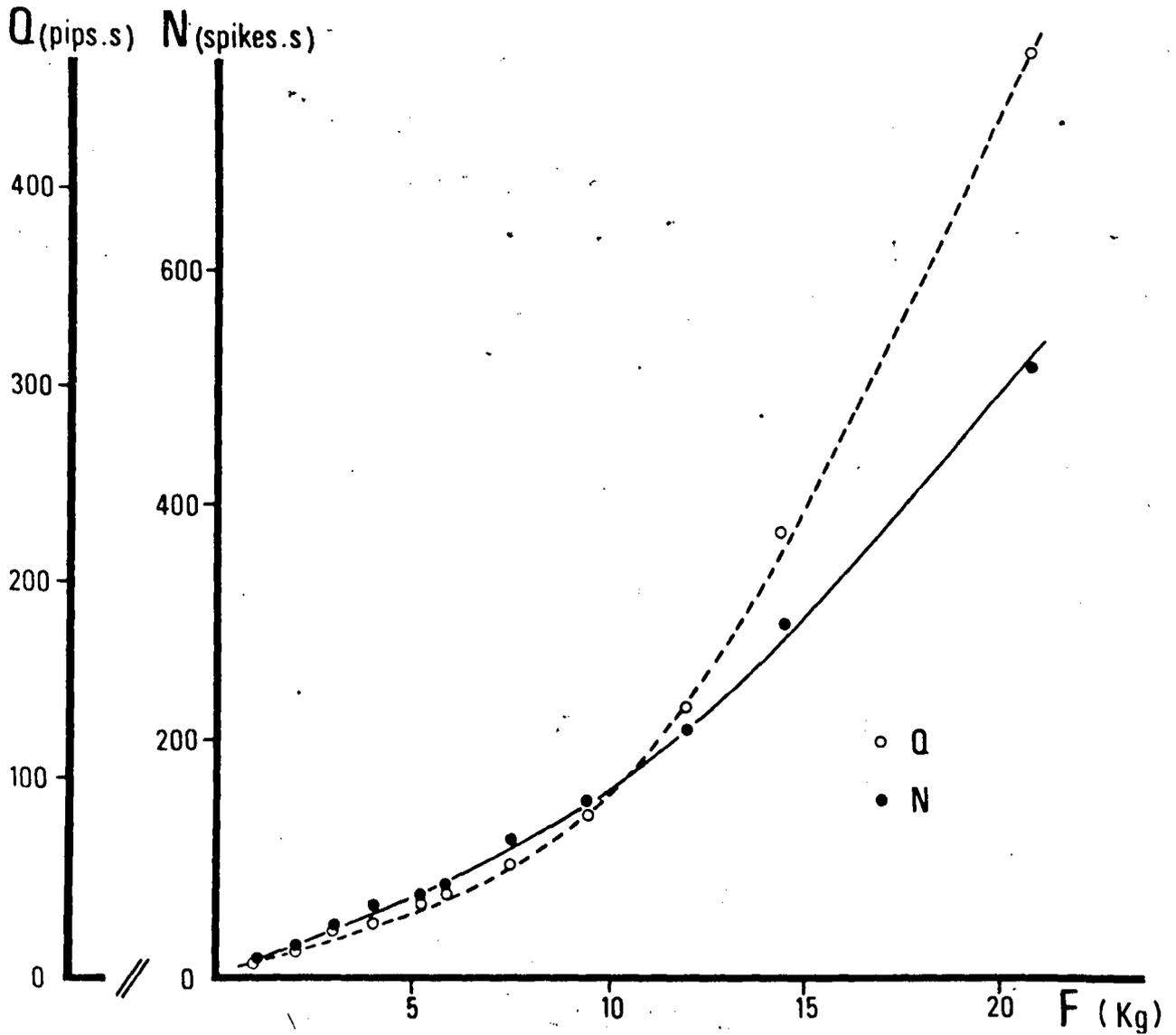


Fig. 65 Variation de l'EMG de surface intégré et du débit de spikes sur trois dérivation intramusculaires du biceps brachial, en fonction de la force maintenue.

Q : EMG de surface intégré (en pips. s) .

N : Nombre total de spikes. s sur trois dérivation.

F : Force maintenue (en Kg) .

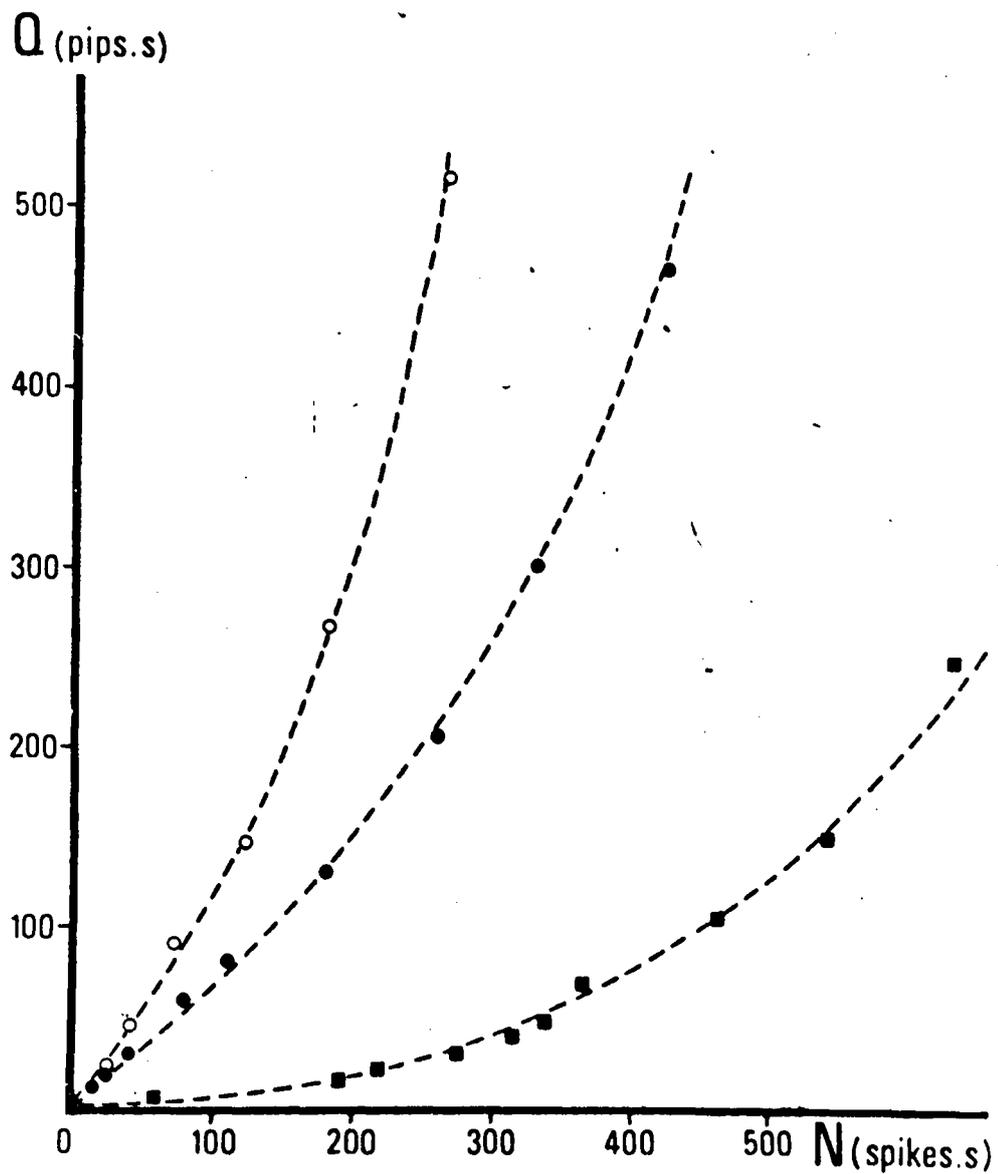


Fig. 66 Relation entre l'EMG de surface intégré et le débit de spikes.

Q : EMG intégré du biceps brachial (en pips. s).

N : Débit de spikes sur trois dérivations élémentaires (en spikes. s).

Trois examens d'un même sujet sont figurés.

II - ANALYSE DE L'ACTIVITE DES U. M. PAR LA METHODE DE TOKIZANE.

En 1954, TOKIZANE montre que si l'on établit les diagrammes représentant la relation entre l'intervalle moyen de battement des U. M. (\bar{T}) et l'écart-type (σ) correspondant, les différents points se répartissent autour de deux courbes bien distinctes, caractérisent deux types d'U. M. La courbe "K" caractérise les U. M. cinétiques et la courbe "T" les U. M. toniques. Nous avons tenté de différencier selon cette méthode, l'activité des U. M. étudiées dans le chapitre IV.

A cette fin, nous avons réexaminé le diagramme donnant σ en fonction de \bar{T} qui avait été établi pour 30 U. M., en nous proposant plus particulièrement cette fois, de comparer le résultat obtenu aux données de TOKIZANE et SHIMAZU (1964). Si l'on considère la relation entre σ et \bar{T} (fig. 67), il apparaît qu'il est impossible de distinguer deux répartitions dans les points expérimentaux obtenus. Si l'on superpose à ces points, les courbes données par TOKIZANE et SCHIMAZU, on constate que: a) - les valeurs obtenues, tant pour \bar{T} que pour σ , concordent avec celles de ces auteurs et se répartissent plus particulièrement le long de la courbe "K", b) - les valeurs de \bar{T} qui auraient pu permettre de différencier une courbe "K" n'ont pas été explorées et concernent donc des valeurs de la force très faibles, c) - les valeurs de \bar{T} pour lesquelles la variabilité est faible et sensiblement constante sont comprises entre 30 ms et 90 ms environ. Elles correspondent à celles données par TOKIZANE et SHIMAZU pour l'ensemble des deux types d'U. M.

III - DETERMINATION DES U. M. ACTIVES DANS LA CONTRACTION STATIQUE ET DANS LA CONTRACTION DYNAMIQUE.

Les enregistrements effectués, ont été filmés en continu, après

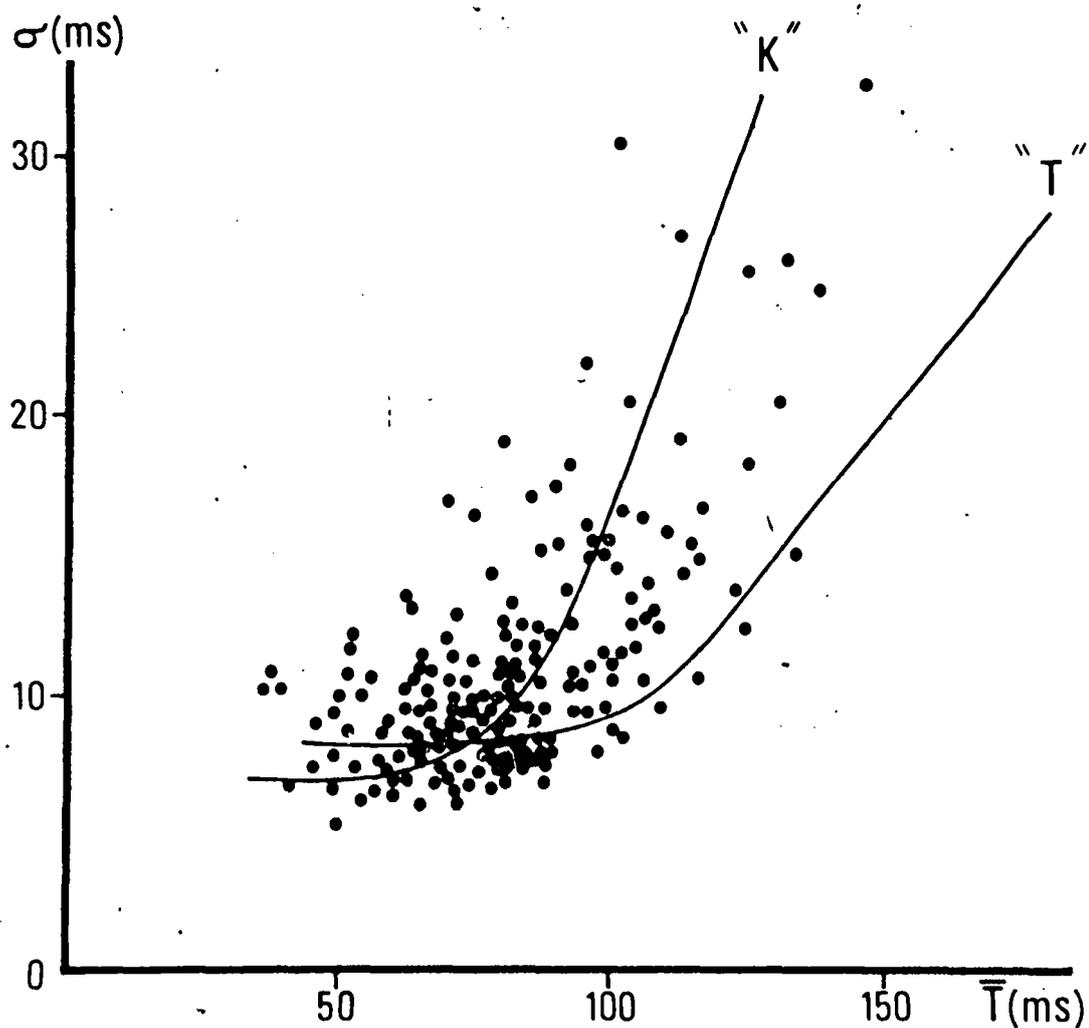


Fig. 67 Relation entre l'écart-type et l'intervalle moyen de battement des U. M. au cours du travail statique.

σ : Ecart-type (en ms).

\bar{T} : Intervalle moyen calculé pour chaque U. M. sur 100 intervalles successifs (en ms.)

"K" et "T" : Courbes "K" et "T" retracées d'après TOKIZANE et SHIMAZU (1964).

stockage sur bande magnétique. De l'observation des tracés, il ressort que les U. M. actives durant le maintien d'un niveau de force donné, le sont également pendant le mouvement qui suit. Lorsque le mouvement est assez rapide, d'autres U. M. sont mises en jeu. Ces U. M. sont alors actives pendant le maintien d'un niveau de force plus élevé. Par contre, lorsque le mouvement est très lent, certaines U. M. cessent d'être actives à la fin du mouvement et pendant le maintien qui lui fait suite. De façon générale, il ne semble pas qu'il y ait de spécialisation des U. M. pour un type de contraction particulier, ainsi que l'illustre la fig. 68. Ceci a également été mis en évidence en photographiant en superposition, une U. M. donnée après passage dans une ligne à retard, pendant toute la durée d'une épreuve. Il apparaît alors que la forme d'une U. M. reste pratiquement constante pendant le maintien et le mouvement (fig. 69). Ceci exclut la possibilité que l'apparition d'autres potentiels d'UM ou au contraire la disparition de potentiels d'U. M. en fin de mouvement soient dus à un déplacement de l'électrode.

L'ensemble de ces observations laissait à penser que les différentes U. M. étaient recrutées, non pas en fonction du type de contraction, mais en fonction de la force. Afin de tester cette hypothèse, il convenait, d'une part d'examiner parallèlement l'activité des U. M. et les variations de force au cours de chaque épreuve et d'autre part d'essayer d'établir une relation entre les variations de fréquence des U. M. et les variations de force. C'est ce qui a été réalisé pour 75 épreuves jugées représentatives d'après la gamme de valeurs de la force qu'elles permettaient d'envisager. L'activité de 38 U. M. a ainsi été quantifiée. L'observation parallèle de l'activité des U. M. et des variations de la force au cours d'une épreuve a été réalisée de la manière suivante: sur les enregistrements reproduits sur papier, on mesure avec une précision de ± 1 ms, la valeur des intervalles successifs entre les battements d'une U. M. (T). Ceci est effectué pour 10 à 15 intervalles

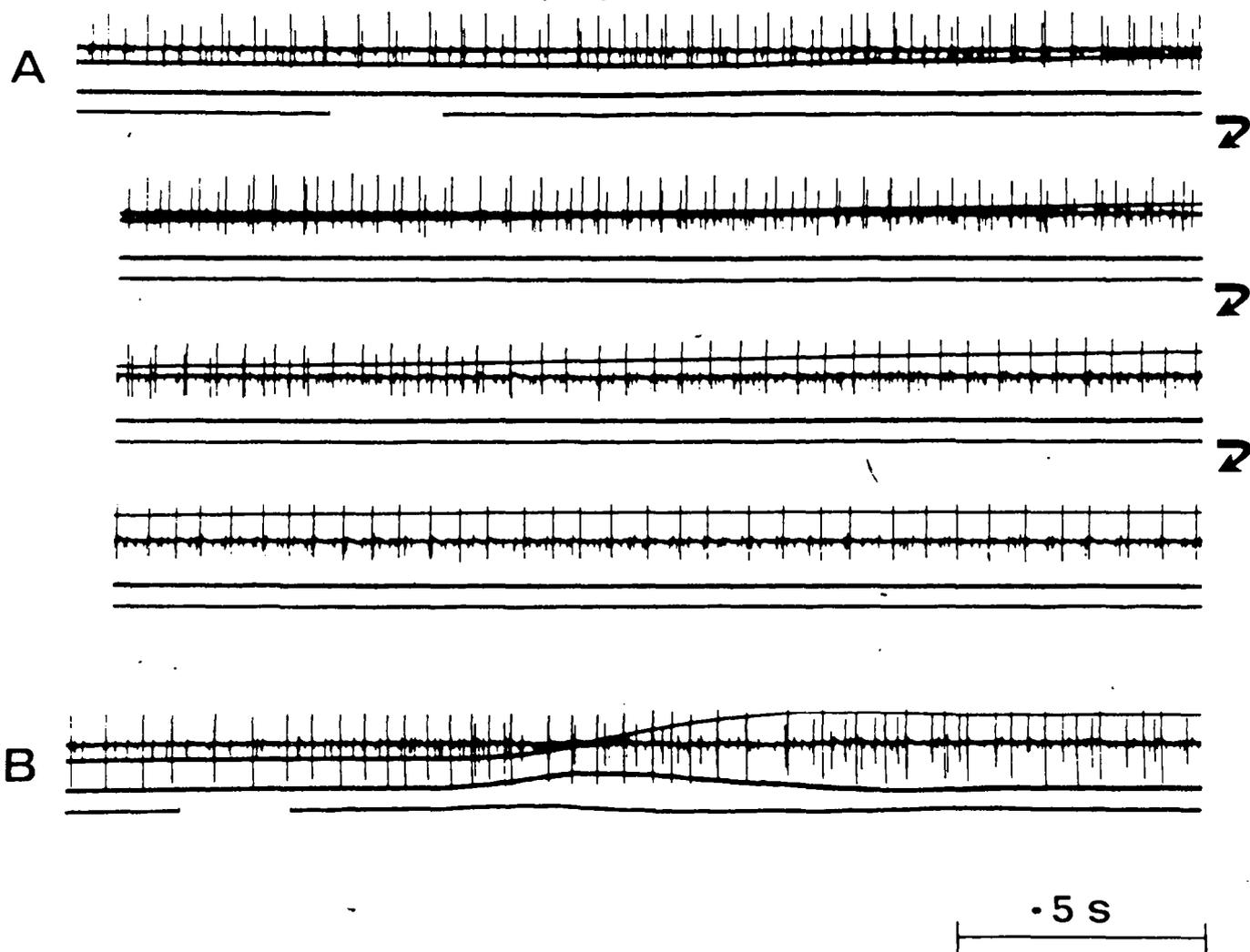


Fig. 68 EMG élémentaires du biceps brachial au cours d'épreuves combinées de maintien de force et de mouvement.

A : 4 séquences successives d'une même épreuve comportant un mouvement lent.

- Première séquence : fin du maintien et début du mouvement.
- Deuxième et troisième séquence: continuation du mouvement.
- Quatrième séquence: fin du mouvement et début du maintien.

B : Enregistrement d'une épreuve comportant un mouvement rapide.

Sur chaque tracé, on trouve de bas en haut, outre l'EMG 1) un marquage du top sonore donné au sujet pour le départ du mouvement, lequel se traduit pas une interruption du tracé; 2) le tracé de vitesse; 3) le tracé de déplacement.

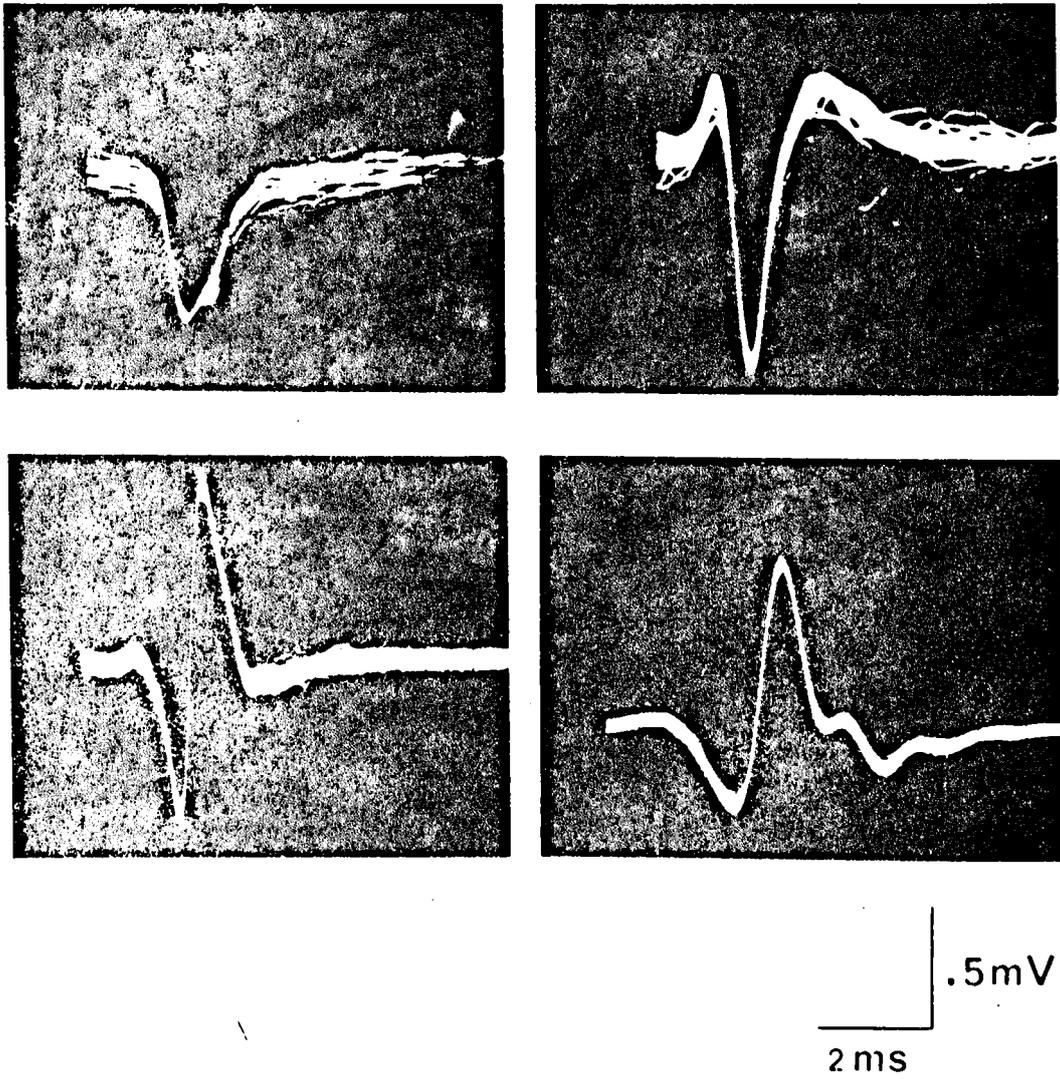


Fig. 69 Différents "potentiels d'U. M. " filmés en superposition pendant des épreuves combinées de maintien de force et de mouvement.

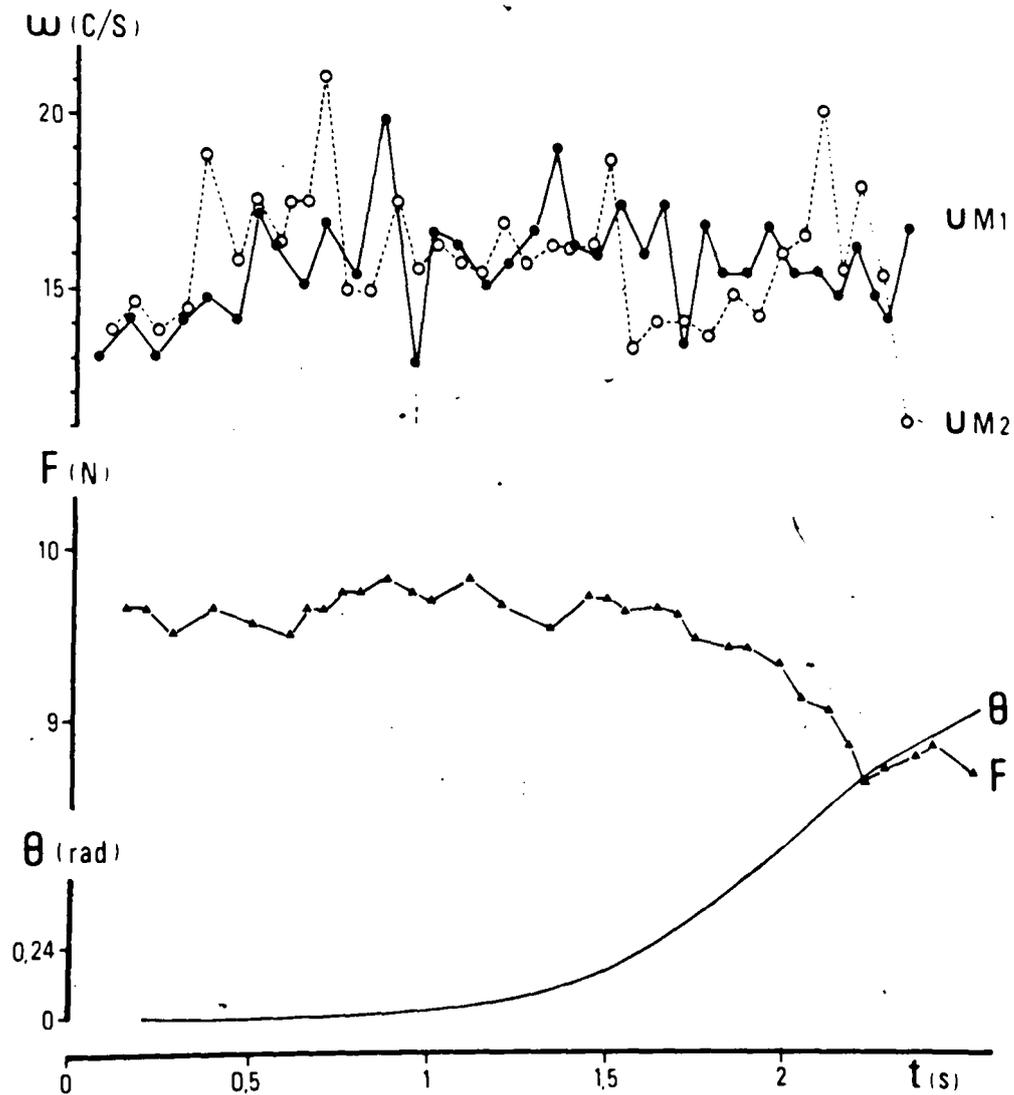


Fig. 71 Variations simultanées de l'activité des U. M. , de la force et du déplacement, au cours d'un maintien de force suivi d'un mouvement lent.

De bas en haut:

Θ : déplacement angulaire (en radians)

F: force exercée par le biceps brachial (en Newtons).

ω : "fréquences instantanées" de deux U. M. (en c/s).

successifs précédant le début de la phase dynamique de l'épreuve, puis pendant l'ensemble de celle-ci, et enfin pour 10 à 15 intervalles pendant le maintien suivant. On calcule alors les valeurs de "fréquence instantanées" ($\omega = \frac{1}{T}$) correspondantes. Par ailleurs, à chaque battement de l'U. M., on associe une valeur du déplacement angulaire et une valeur de l'accélération tangentielle. A partir de ces deux dernières mesures on peut calculer à chaque fois une valeur de la force exercée par le biceps brachial (voir Annexe II).

On a alors pu associer à chaque valeur de la fréquence instantanée d'une U. M. une valeur de la force exercée par le biceps. L'évolution de l'activité des U. M. et le décours correspondant de la force et du déplacement ont été représentés graphiquement. La figure 71 montre que pour un mouvement lent la force exercée par le biceps décroît progressivement lorsque l'on passe de la flexion du coude à 75° à celle de flexion à 105°. La fréquence de battement des U. M. est alors relativement stable ou décroît très légèrement et certaines U. M. cessent parfois d'être actives. La figure 72 montre que, plus le mouvement est rapide, plus la force développée pendant le mouvement est importante par rapport à celle du maintien. Le décours de la force est alors essentiellement dépendant de celui de l'accélération tangentielle du mouvement. La fréquence de battement des U. M. augmente en fonction de la force et d'autres U. M. sont mises en jeu. La latence entre le maximum de fréquence et le maximum de force est sensiblement constante pour une U. M. donnée, mais diffère d'une U. M. à l'autre. Toutefois, la valeur de celle-ci est généralement compatible avec le délai qui correspondrait à la latence entre phénomènes électriques et phénomènes mécaniques de la contraction (estimé précédemment à 50 ms environ), augmentée du temps de contraction nécessaire au développement de la secousse (de 25 à 80 ms environ, d'après BUCHTHAL et SCHMALBRUCH (1970)). Il est également à remarquer que les fréquences de battement des différentes U. M. sont voisines. Il était alors envisageable que le recrutement temporel des U. M. suive un même décours pour

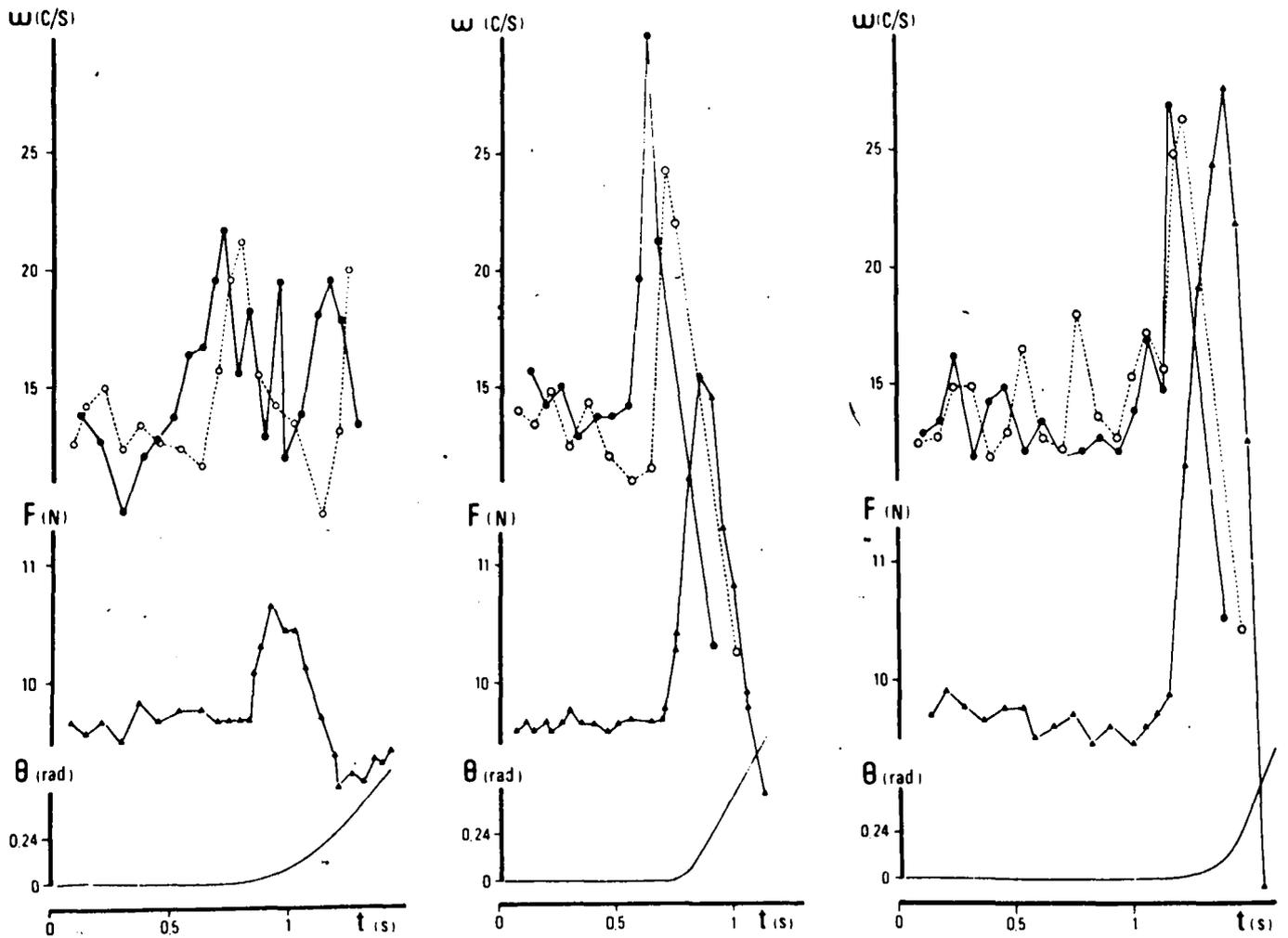


Fig. 72 Variations simultanées de l'activité des U. M. , de la force, et du déplacement, au cours d'épreuves combinées de maintien de force et de mouvement.

De bas en haut, sur chaque graphique:

Θ : déplacement angulaire (en radians).

F: force exercée par le biceps brachial (en Newtons).

ω : "fréquences instantanées" de deux U. M. (en c/s).

Mêmes U. M. que pour la fig. 70.

Les 3 graphiques correspondent, de gauche à droite à des mouvements de plus en plus rapides.

l'ensemble des U. M. mises en jeu, mais avec un décalage temporel entre les U. M. correspondant à la différence de leur temps de contraction. Dans une telle hypothèse, les secousses des différentes U. M. se summraient pratiquement au même instant aux fluctuations de fréquence près, lesquelles assureraient le caractère continu de la variation de tension. A l'effet mécanique global, on pourrait alors associer l'activité d'une seule U. M., ce qui devrait se traduire par l'existence d'une relation bien définie entre la fréquence de battement d'une U. M. et la force globale. Pour chacune des 38 U. M. étudiées, on a établi les diagrammes représentatifs de la relation entre ω et F, F étant mesuré après un temps de latence Δt par rapport à l'intervalle considéré pour le calcul de ω . Le temps Δt correspondait au décalage temporel entre le maximum de fréquence de l'U. M. et le maximum de force. La figure 73 donne un exemple représentatif des relations obtenues: ω augmente de façon sensiblement linéaire en fonction de F. Il faut toutefois remarquer, d'une part que ces relations sont assez dispersées, d'autre part qu'elles intéressent une gamme de valeurs de la force relativement restreinte de par les charges soulevées.

Par ailleurs, afin de déterminer dans quelle mesure le degré de flexion du coude influait sur la force exercée par le biceps, et sur la fréquence de battement des U. M. pour une même charge maintenue, la fréquence moyenne des U. M. et la force exercée par le biceps ont été calculées pendant le maintien, coude fléchi à 105°, 90°, et 75° (par rapport à l'extension complète). A 105°, la force est de 0,61 p. cent inférieure à celle développée à 90°, et à 75°, elle lui est supérieure de 7,44 p. cent. Sur 70 maintiens considérés (dans chacune des positions précédentes), la fréquence des U. M. était supérieure de 1,9 c/s (écart-type: 1,4 c/s) dans la position 75° à celle mesurée à 90°; elle lui était par contre inférieure de 0,9 c/s (écart-type: 0,8 c/s) à 105°.

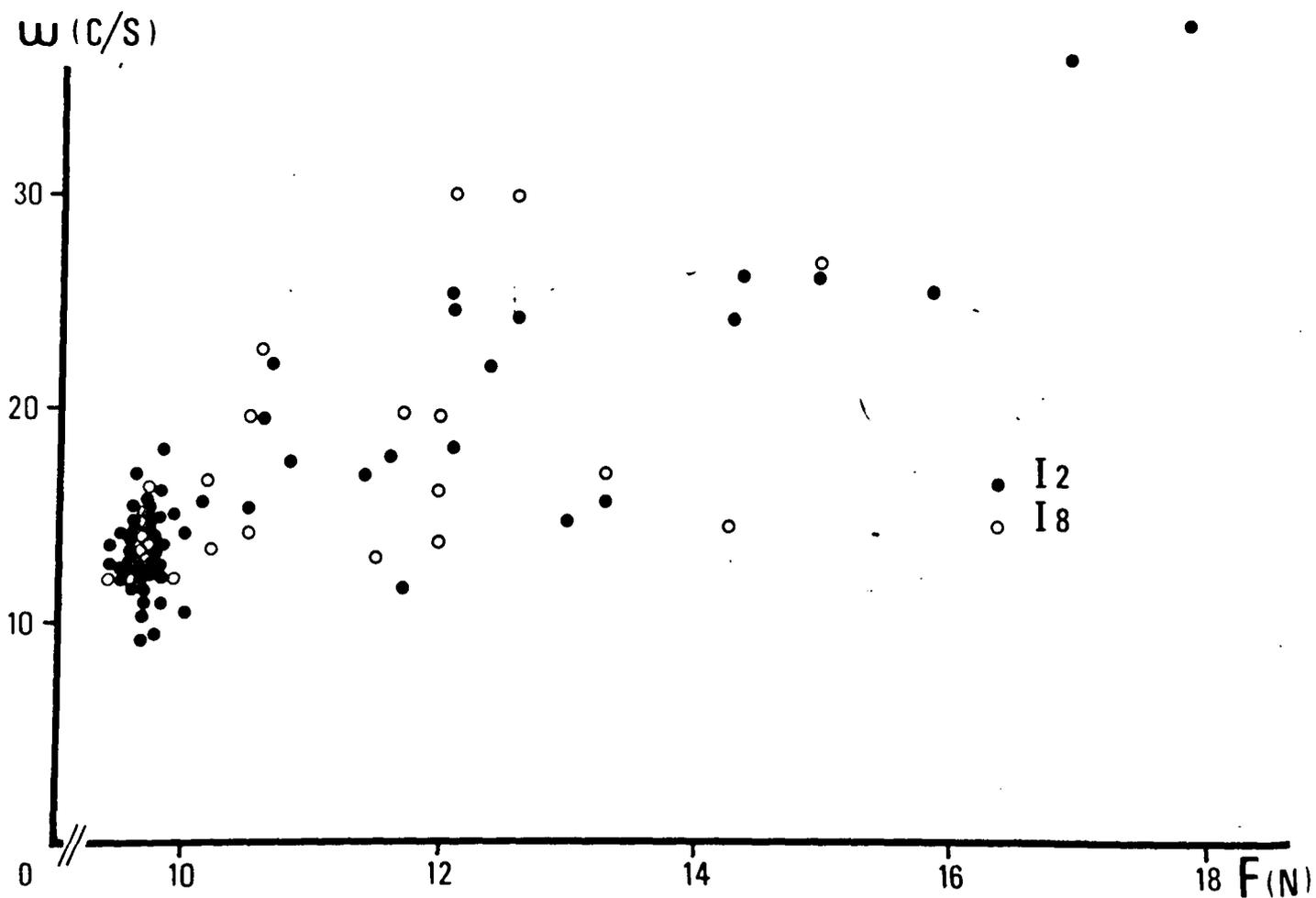


Fig. 73 Relation entre la fréquence de battement d'une U.M. et la force exercée au cours d'épreuves combinées de maintien de force et de mouvement.

ω : "fréquence instantanée" (en c/s).

F : force exercée par le biceps brachial (en Newtons).

Deux conditions d'inertie correspondantes à l'addition d'haltères de 2 Kg et 8 Kg sont considérées.

D - DISCUSSION

Nous reprendrons successivement dans cette discussion les résultats précédents.

I - IMPORTANCE FONCTIONNELLE DE L'AUGMENTATION D'AMPLITUDE DES U. M. EN FONCTION DE LA FORCE.

Si l'on établit la relation entre le débit de spikes (N) et la surface de la sommation algébrique de ces spikes (Q), il apparaît que celle-ci est d'allure quadratique. On peut en déduire comme conséquence immédiate que le recrutement des U. M. ne rend pas compte, à lui seul, de l'augmentation de l'EMG intégré et donc de celle de la force. L'allure de cette relation suggère d'autre part que la surface des spikes serait d'autant plus importante que le niveau de force maintenu est plus élevé. Toutefois, il faut remarquer que Q représente la surface des spikes après propagation dans le muscle et sommation algébrique. La synchronisation des activités des U. M. étant invoquée parfois comme un des mécanismes possibles de gradation de la force et ayant été mise en évidence pour les valeurs élevées de celle-ci par PERSON et KUDINA (1968), il était également pensable au premier abord que la différence entre Q et N puisse être imputée à ce phénomène.

Par synchronisation on entend, rappelons-le, d'un point de vue physiologique, une tendance plus ou moins marquée au groupement des activités unitaires. Or, la sommation des variations de potentiels dans le muscle est une sommation algébrique (BISHOP, 1937; ROSENFALCK, 1969; GEORGES, 1970). La somme de deux "potentiels d'U. M." ne peut de ce fait donner naissance qu'à des variations de potentiels dont la surface est tout au plus égale à la somme absolue des variations de

potentiels élémentaires et ceci dans deux cas: lorsque les "potentiels d'U. M." sont indépendants dans le temps ou au contraire lorsqu'ils sont synchrones et en concordance de phase. Dans les autres cas, les variations de potentiels résultantes ne peuvent avoir qu'une surface inférieure à celles des variations de potentiels élémentaires.

La différence entre l'augmentation de l'EMG intégré et celle du nombre de spikes, en fonction de la force, ne peut donc être le fait d'une synchronisation des activités unitaires. Remarquons que ceci n'implique pas pour autant que la synchronisation ne soit pas un mécanisme possible d'augmentation de la force.

Cette différence ne peut dès lors s'expliquer que par l'apparition de spikes dont la surface est d'autant plus importante que le seuil de mise en activité des U. M. correspondantes, est plus élevé. Notons qu'une éventuelle synchronisation aurait pour effet de minimiser l'expression de ce phénomène au niveau de l'EMG de surface intégré.

La relation entre Q et N montre d'autre part que l'augmentation de surface des spikes est d'autant plus marquée que la force est plus élevée. Si l'on admet: a) que cette augmentation de surface des spikes consiste essentiellement en une augmentation d'amplitude, b) que des variations de potentiels plus amples correspondent, ainsi qu'il a été montré chez l'animal (OLSON et coll. 1968), à l'activité d'U. M. de type plus "phasique", la relation entre Q et N a alors plusieurs conséquences :

- les deux types d'U. M. seraient mis en jeu dans la contraction isométrique, isotonique.

- La continuité de cette relation indique que le recrutement d'un autre type d'U. M. se fait de façon progressive, ce qui est en accord avec l'existence d'un continuum tant sur le plan anatomique et histochimique (BROOKE et ENGEL, 1969) que sur celui des propriétés mécaniques (BUCHTHAL et SCHMALBRUCH, 1970).

- L'augmentation de Q par rapport à N étant d'autant plus importante que la force est plus élevée, ceci implique que la proportion d'U. M. de type "phasique" mises en activité est d'autant plus importante que la force est plus élevée. Compte tenu de ce que ces U. M. développent une tension plus grande que les U. M. de type "tonique" ainsi qu'il a pu être montré récemment chez l'homme (BUCHTHAL et SCHMALBRUCH, 1970, MILNER BROWN et coll. 1973), ce facteur jouerait alors un rôle de plus en plus important dans la gradation de la force.

II - MISE EN EVIDENCE DE L'ACTIVITE DE DEUX TYPES D'U. M. DANS LA CONTRACTION STATIQUE PAR LA METHODE DE TOKIZANE.

La méthode de TOKIZANE, ne nous a pas permis de différencier deux groupes distincts d'U. M. dans celles que nous avons étudiées au cours de la contraction isométrique isotonique.

- Au vu de la littérature, il semble que peu d'auteurs aient, de fait, obtenu une différenciation en deux types d'U. M. par cette méthode.

Plusieurs facteurs semblent pouvoir rendre compte de ce fait. En premier lieu, il apparaît que la distinction entre type "K" et type "T" n'est vraiment nette que pour des valeurs très faibles de la force. En second lieu, la sélection des U. M. par les dispositifs de seuil en amplitude, est susceptible de favoriser l'étude des U. M. ayant les spikes les plus importantes. De ce fait, si, ainsi que le suggèrent les travaux de OLSON et coll. (1968), l'activité des U. M. de type phasique se traduit par des spikes de taille plus importante que celles des U. M. toniques, il est possible que l'on étudie plus particulièrement un type d'U. M. plutôt qu'un autre. D'autre part, il semble que lorsque l'on arrive à différencier deux types d'U. M. de cette manière (SATO, 1963; SERRA, 1967), la limite entre les deux groupes n'est pas toujours aussi nette que celle décrite par TOKIZANE (SATO, communication personnelle), ce qui est plus en

accord avec l'idée qui se dégage de l'analyse de la littérature d'un continuum entre les différents groupes d'U. M.

Quoiqu'il en soit, s'il ne nous a pas été possible de distinguer deux groupes d'U. M. par cette méthode, le résultat obtenu semble par contre indiquer que les deux types d'U. M. étaient représentés dans l'échantillon d'U. M. que nous avons étudié. Cette affirmation repose sur les arguments suivants: a) Les valeurs de \bar{T} pour lesquelles la variabilité est faible et sensiblement constante, correspondent à celles données par TOKIZANE et SHIMAZU pour l'ensemble des deux types d'U. M.; b) Si la majorité des points se répartissent le long de la courbe "K", un certain nombre de points expérimentaux sont situés dans la partie initiale de la courbe "T"; c) Lors de l'étude du recrutement temporel des U. M., nous avons noté que, si la majorité des U. M. battaient à une fréquence moyenne sensiblement commune, certaines U. M. battaient à une fréquence plus faible et plus irrégulièrement. Nous avons alors émis l'hypothèse que ce comportement correspondait à une excitation juxtaliminaire des motoneurones et nous n'avons étudié ces U. M. que pour des niveaux de force plus élevés, lorsque leur activité était stable. Il est fort vraisemblable que les valeurs de \bar{T} et σ correspondantes à cette activité se seraient situées dans la zone de différenciation des U. M. de type "T". Les deux interprétations: U. M. de type "T" et U. M. mises en jeu à la limite du seuil d'excitation des motoneurones, ne semblent pas contradictoires. On peut en effet proposer l'hypothèse physiologique suivante afin d'explicitier la différenciation des U. M. en deux groupes de par leur variabilité en fréquence.

Pour des valeurs très faibles de la force, la densité des influx excitateurs est faible. Suivant HENNEMANN et coll., (1965), seuls les motoneurones de petite taille (toniques) sont excités, et pour la plupart de façon juxta-liminaire. Pour des valeurs un peu plus élevées de

la force, les deux types de motoneurones (toniques et phasiques ou cinétiques) sont mis en jeu. Les motoneurones de petite taille sont alors excités dans leur ensemble de façon supraliminaire, ce qui n'est pas le cas pour ceux de plus grande taille. D'autre part, pour l'ensemble des U. M. mises en jeu à ce stade, une décharge du motoneurone intervient après la phase d'hyperpolarisation de la décharge précédente, ce qui explique que la variabilité de la fréquence de décharge de l'ensemble des motoneurones mis en jeu soit encore importante (voir chapitre IV

Pour des valeurs plus élevées de la force, correspondantes à des valeurs de l'intervalle moyen entre battements de l'ordre de 90 ms, chaque décharge des motoneurones toniques tend à se produire pendant la phase d'hyperpolarisation de la décharge précédente d'où une relative stabilité de la fréquence de battement de ces U. M.. Les U. M. de type "K" (ou phasiques) n'atteindront ce stade que pour des valeurs plus élevées de la force correspondante à des valeurs de \bar{T} de l'ordre de 60 à 70 ms. Par ailleurs, il est à rappeler que selon KUBOTA et OSHIMA (1959), si l'on bloque les fibres γ par injection de procaine, la courbe "T" tend à fusionner avec la courbe "K". Ceci permet de préciser que l'activation tout au moins des motoneurones toniques, est à la fois sous contrôle α et sous contrôle γ .

III - IDENTITE DES U. M. MISES EN JEU DANS LA CONTRACTION STATIQUE ET DANS LA CONTRACTION DYNAMIQUE.

L'observation de l'activité des U. M. pendant le maintien d'une charge, suivi d'un mouvement, nous a permis de mettre en évidence que les U. M. actives au cours du maintien le sont aussi pendant le mouvement.

L'étude quantitative de l'activité des U. M. a montré que leur fréquence de battement varie parallèlement à la force exercée par le

biceps. Ces U. M. jouent donc bien un rôle dans le développement de la force dynamique. Une même U. M. peut donc avoir une activité tonique ou phasique. Ceci concorde avec la notion de plasticité du comportement des motoneurones qui ressortait notamment des travaux de GRANIT et coll. (1957), KERNELL (1965, 1966), BURKE (1968) et MISHELEVICH (1968). Notons au passage qu'une telle dualité de fonction a également été trouvée pour certaines motoneurones oculomoteurs du singe (HENN et COHEN, 1972).

Par ailleurs, il semble très vraisemblable que les U. M. de type tonique sont les premières à être mises en jeu dans la contraction isométrique. Les maintiens de force effectués dans cette série expérimentale étant de valeurs relativement faibles, il est donc possible de préciser que les U. M. "toniques" sont mises en jeu à la fois dans la contraction statique et dans la contraction dynamique.

L'existence d'une latence sensiblement constante et caractéristique de chaque U. M., entre leur maximum de fréquence de battement et le maximum de force atteint au cours d'un mouvement, suggérait d'autre part que les activités des U. M. étaient décalées l'une par rapport à l'autre dans le temps, d'une valeur constante. Il était envisageable que l'activité des U. M. ayant les temps de contraction les plus longs précède celle des autres U. M. Cette hypothèse était renforcée par le fait que les différentes U. M. avaient des fréquences de battement voisines. La mise en évidence d'une relation entre ω et F semble être un argument indirect en faveur d'une telle hypothèse. Toutefois celle-ci demanderait à être appuyée par d'autres preuves expérimentales.

E - CONCLUSIONS

L'existence de deux types d'U. M. soulève les problèmes de leur mise en jeu et de leur signification fonctionnelle. Les résultats obtenus dans ce chapitre, en réponse à ces problèmes, sont de deux ordres.

Il s'agit en premier lieu d'un certain nombre d'arguments indirects tendant à prouver que les deux types d'U. M. mis en jeu dans la contraction isométrique isotonique. L'ordre de mise en activité dépendrait essentiellement de la taille des motoneurones, ainsi que le suggéraient les travaux de HENNEMANN et coll. (1965) et SOMJEN et coll. (1965). La mise en jeu d'U. M. de plus en plus phasiques jouerait un rôle particulièrement important dans la gradation de la force, pour les valeurs élevées de celle-ci.

Il s'agit en second lieu de preuves expérimentales directes indiquant qu'une même U. M. peut être active aussi bien dans la contraction statique que dans la contraction dynamique. Reprenant l'expression de HENATSCH et coll. (1959), nous dirons donc que les termes de "toniques" et "phasiques" sont "commodes", mais ne doivent pas être mis en rapport avec ceux de contraction tonique (ou statique) et de contraction dynamique utilisés pour définir le mouvement. Le rôle fonctionnel des deux types d'U. M. semble uniquement lié aux caractéristiques mécaniques des secousses qu'ils sont susceptibles de produire. Si l'on se place dans la perspective d'une optimisation du comportement des motoneurones, l'éventail de temps de contraction et de tensions que réalisent les différents types d'U. M. permet une gradation fine et "économique" de la force. La mise en jeu d'U. M. développant des secousses de tension plus importante s'effectue semble-t-il progressivement en fonction de la force, indépendamment du mode de contraction envisagé et évite la mise en activité d'un nombre plus important de motoneurones.



RESUME ET CONCLUSIONS GENERALES



RESUME ET CONCLUSIONS GENERALES

	Pages
I - INTERET METHODOLOGIQUE	164
II - DONNEES SUR L'ORGANISATION MOTRICE GENERALE DU MOUVEMENT VOLONTAIRE	166
1 - Signification de l'EMG de surface.	
2 - La synergie entre les fléchisseurs du coude.	
III - DONNEES SUR L'ORGANISATION MOTRICE ELEMENTAIRE DU MOUVEMENT	168
1 - Organisation motrice élémentaire de la contraction isométrique.	
1 - 1 : Organisation du recrutement temporel des U. M.	
1 - 2 : Organisation du recrutement spatial des U. M.	
1 - 3 : Importance relative du recrutement temporel et du recrutement spatial des U. M. dans la gradation de la force.	
1 - 4 : Influence du temps de maintien sur l'activité du muscle.	
2 - Organisation motrice élémentaire de la contraction anisométrique.	
3 - Signification fonctionnelle des différents types d'U. M.	
IV - MODELISATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE.	174
V - CONCLUSION GENERALE.	175

Chez l'animal, le problème de l'organisation motrice du mouvement a suscité de nombreuses recherches et a été abordé de multiples manières (GRANIT, 1970). Chez l'homme normal par contre, l'impossibilité d'intervenir chirurgicalement limite les méthodes d'exploration, et les connaissances sont encore limitées. L'électromyographie permet toutefois d'analyser l'expression périphérique de l'organisation du mouvement. L'électromyographie de surface fournit une évaluation globale du message moteur. C'est ainsi que diverses relations ont pu être mises en évidence entre l'électromyogramme (EMG) de surface et les grandeurs biomécaniques caractérisant le mouvement et que l'analyse de certaines synergies a été effectuée. L'électromyographie intramusculaire permet d'aborder de façon plus élémentaire ces problèmes d'organisation en donnant accès à l'activité des motoneurones.

Si de nombreuses études ont été réalisées en ce sens, depuis les travaux de WACHHOLDER et ALTENBURGER (1925) et d'ADRIAN et BRONK (1929) portant respectivement sur l'étude de l'organisation motrice globale et sur celle de l'organisation motrice élémentaire du mouvement, d'évidentes raisons techniques ont fait que celles-ci sont, ou insuffisamment quantifiées, ou limitées aux conditions de travail statique. Nous insisterons donc en premier lieu sur l'intérêt méthodologique de notre travail. Nous nous efforcerons ensuite de dégager les données nouvelles acquises, tant dans le domaine de l'organisation motrice globale que dans celui de l'organisation élémentaire du mouvement. Les possibilités et l'intérêt d'une modélisation de l'activité électrique du muscle à partir de certaines de ces données, seront ensuite évoquées.

I - INTERET METHODOLOGIQUE

Les méthodes d'études employées dans ce travail présentent un intérêt de deux ordres.

En premier lieu, la mise au point d'une technique originale d'électrodes-fils présente plusieurs avantages. Il s'agit d'une technique d'exploration peu douloureuse, elle permet donc la détection en plusieurs points d'un même muscle. L'extrémité des électrodes n'étant pas recourbée en crochet comme dans les techniques habituelles, la migration de l'électrode dans le muscle est négligeable, le nombre de fibres lésées est moindre et la détection peut porter sur l'activité d'U. M. ou de fibres musculaires uniques. Les électrodes peuvent être utilisées, suivant l'importance de leur surface de détection pour la détection d'une activité globale ou pour celle d'activités élémentaires.

En second lieu, la méthode d'étude utilisée se caractérise essentiellement par l'emploi simultané des techniques d'électromyographie de surface et d'électromyographie intramusculaire.

Ces deux techniques ont été associées de deux façons différentes. D'une part, l'utilisation d'électrodes de surface et d'électrodes intramusculaires peu sélectives a permis de détecter simultanément l'activité globale de muscles superficiels et de muscles profonds. D'autre part, l'emploi d'électrodes de surface et de trois électrodes intramusculaires a permis de comparer constamment une expression de l'activité de l'ensemble du muscle à l'activité d'un groupe d'U. M. représentatif de l'ensemble du muscle. L'importance relative de différents facteurs tels le recrutement spatial, le recrutement temporel et la taille des U. M., peuvent ainsi être appréciés par rapport à l'activité globale du muscle. Par ailleurs, la méthode d'étude utilisée se caractérise également par une quantification précise du mouvement sur le plan mécanique. Celle-ci permet de passer de l'expression "électrique" du message moteur, à son expression mécanique, et ainsi d'évaluer l'importance fonctionnelle des différents éléments de son organisation.

II - DONNEES SUR L'ORGANISATION MOTRICE GENERALE DU MOU- VEMENT VOLONTAIRE.

1 - Signification de l'EMG de surface

Un des premiers chapitres de ce travail, a été consacré à l'étude de la signification de l'EMG de surface. Quel que soit le type de contraction envisagé, il a été montré d'une part, qu'il n'existe pas de correspondance morphologique précise entre activité myoélectrique de surface et activités élémentaires, d'autre part qu'il existe une proportionnalité directe entre l'EMG de surface intégré et l'intégration de la somme algébrique de trois E. M. G. élémentaires. Ces données présentent un double intérêt: technique et physiologique. D'un point de vue technique elles justifient l'emploi de l'EMG de surface comme indice de l'état d'activation de l'ensemble du muscle. Il semble logique de penser que ce résultat est généralisable à l'ensemble des muscles superficiels dont le volume musculaire est suffisant pour permettre une localisation des électrodes telle que la détection ne porte que sur l'activité du seul muscle sous-jacent aux électrodes. Une autre conséquence technique est qu'un échantillonnage représentatif de l'activité de l'ensemble du muscle peut être obtenu par sommation algébrique des activités élémentaires détectées en trois points du muscle à l'aide d'électrodes sélectives ou par une électrode intramusculaire non sélective. D'un point de vue physiologique ces données mettent en évidence que l'activité de surface qui résulte de la sommation algébrique des activités des fibres musculaires proches de la surface est représentative de l'activité de l'ensemble du muscle. Ceci suppose que grâce à la large dispersion des fibres des différents U. M. dans le muscle, l'activité des fibres proches de la surface peut à elle seule être représentative de l'ensemble du muscle.

2 - La synergie entre les fléchisseurs du coude.

Sur le plan de l'organisation d'ensemble du mouvement, nous avons étudié la synergie entre les différents fléchisseurs du coude. La caractéristique essentielle de cette synergie est son étonnante stabilité par rapport à celle existant par exemple entre muscles agonistes et muscles antagonistes de la flexion. Nous avons en effet pu montrer que dès lors que les conditions internes d'exécution du mouvement, et notamment le degré de rotation de l'avant-bras sont déterminées, le rapport entre les niveaux d'activation des différents fléchisseurs, de même que la chronologie de leurs activités, sont fixés. Il est en particulier remarquable que bien que les innervations et la structure de ces muscles soient différentes, les décalages temporels entre leurs mises en activité n'exèdent pas 10 ms et que leurs activités cessent simultanément. Cette synergie est donc particulièrement représentative de la simplification du contrôle moteur au niveau périphérique. Il est à noter qu'elle n'en possède pas moins les caractères de plasticité décrits, notamment, par LIVINGSTON et coll. (1951), vis à vis des conditions internes d'exécution du mouvement. C'est en effet à une réorganisation totale de la synergie que l'on assiste lorsque les conditions internes d'exécution du mouvement varient. Elle se traduit notamment par un changement du rapport entre les niveaux d'activation des différents muscles. Les modifications d'ordre temporel qu'elle est susceptible de créer demanderaient à être étudiées. Celles-ci seraient de nature à éclairer l'origine même de la chronologie des activités, le changement de degré de rotation de l'avant-bras modifiant essentiellement la longueur à laquelle travaillent la plupart des fléchisseurs. Les données acquises au sujet de cette synergie revêtent d'autre part un caractère pratique tout particulier. Elles montrent en effet que, pour autant que les conditions internes d'exécution du mouvement soient bien fixées, la considération de la variation de l'état d'excitation d'un des fléchisseurs suffit à définir la variation de l'état d'activation de l'un quelconque ou de l'ensemble des muscles du groupe. La variation de la force externe développée par

l'ensemble des fléchisseurs peut donc aussi suffire à la description de la variation de la force exercée par l'un des muscles. Par ailleurs, les périodes d'activité du biceps brachial, recouvrant celles des autres fléchisseurs et son exploration électromyographique étant la plus aisée, ce muscle peut alors être qualifié de muscle "équivalent", ainsi que l'a suggéré BOUISSET (1973).

III - DONNEES SUR L'ORGANISATION MOTRICE ELEMENTAIRE DU MOUVEMENT.

La détection simultanée de l'activité des U. M. en trois points du muscle nous a permis d'étudier l'organisation de groupes d'U. M. représentatifs de l'ensemble du muscle. Cette étude a été effectuée dans les conditions de travail isométrique et anisométrique du muscle. Certains aspects de cette organisation, telles les relations entre les instants de battement des différentes U. M., particulièrement bien étudiés par d'autres auteurs, et pour lesquels l'ensemble des données était concordant, n'ont pas été abordés. Par contre, les diverses modalités de recrutement des U. M. ont été étudiées successivement dans le cas de la contraction isométrique et dans celui de la contraction anisométrique ainsi que le rôle fonctionnel possible des différents types d'U. M.

1 - Organisation motrice élémentaire de la contraction isométrique.

1-1 Organisation du recrutement temporel des U. M.

De très nombreux auteurs se sont attachés à l'étude du recrutement temporel des U. M. dans la contraction isométrique. Nos propres données, en accord avec celles notamment de DASGUPTA et SIMPSON (1962), CLAMANN (1970) et PERSON et KUDINA (1972) montrent

que le recrutement temporel des U. M. est mis en jeu jusqu'aux valeurs les plus élevées de la force. Toutefois, la variation de fréquence est plus importante pour les valeurs faibles de celle-ci.

En accord avec TOKIZANE et SHIMAZU (1964) et PERSON et KUDINA (1972) nous avons également pu montrer que la variabilité de la fréquence de battement des U. M. est d'autant plus importante que la force exercée est faible. Cette variabilité semble sous la dépendance de la durée de la phase d'hyperpolarisation des motoneurones, et il nous paraît légitime de penser que son rôle fonctionnel est d'assurer l'exercice d'une tension soutenue au niveau du tendon du muscle.

La considération de l'activité de plusieurs U. M. au cours de chaque examen et sur l'ensemble de la gamme de maintiens de force réalisables nous a par ailleurs permis de mettre en évidence que les fréquences moyennes de battement des différentes U. M. sont sensiblement voisines. Ce résultat original est intéressant à plus d'un titre. D'une part il nous a permis, par la suite, de déterminer le recrutement spatial des U. M., d'autre part il implique un contrôle en fréquence commun à l'ensemble des motoneurones. Ce dernier pourrait être assuré grâce à la large diffusion par exemple du système I_a (MENDELL et HENNEMAN, 1971) ou du système de RENSHAW (ECCLES et coll., 1961).

L'influence de la vitesse de contraction sur le recrutement temporel a de plus été considéré. Il semble bien établi que la fréquence de battement des premières U. M. mises en jeu dépend de la vitesse de la contraction isométrique. Toutefois nous n'avons pas mis en évidence de relation bien définie entre ces deux paramètres. Il est fort vraisemblable que s'il existe une relation entre la fréquence de battement et la vitesse, la vitesse à considérer doit alors être celle du raccourcissement des fibres musculaires et non la vitesse de contraction.

1-2 Organisation du recrutement spatial des U. M.

Un des aspects essentiels de notre travail réside dans la détermination du décours du recrutement spatial des U. M. dans la contraction isométrique. En effet celui-ci n'a fait l'objet jusqu'alors d'aucune étude quantitative, bien que son importance fonctionnelle soit évidente. Nous avons mis en évidence que le nombre d'U. M. mis en jeu est directement proportionnel à la force exercée. Le recrutement spatial des U. M. joue donc un rôle constant dans la gradation de la force. Ce résultat a été partiellement confirmé par les récents travaux de MILNER-BROWN et coll. (1973), portant sur l'activité du premier interosseux dorsal. Toutefois, selon ces auteurs, si le nombre d'U. M. recruté est proportionnel à la force pour les valeurs faibles de celle-ci, il n'en serait pas de même pour les valeurs élevées où le recrutement serait beaucoup moins important. Cette divergence d'avec nos résultats pourrait être liée à la méthode employée par ces auteurs. Il est également envisageable que le décours du recrutement spatial puisse ne pas être semblable pour les deux muscles étudiés, ne serait-ce qu'en raison de leurs différences de structure et de proportion en U. M. toniques et phasiques.

L'ordre dans lequel les U. M. sont mises en jeu a également été étudié. Nos données concordent en tous points avec celles récentes de TANJI et KATO (1973). L'ordre de mise en jeu des U. M. est constant, tout au moins pour les premières U. M. actives et est très vraisemblablement lié à la taille des motoneurones.

1 - 3 Importance relative du recrutement temporel et du recrutement spatial des U. M. dans la gradation de la force.

L'étude du recrutement temporel des U. M. nous a montré

que celui-ci était particulièrement important pour les valeurs faibles de la force. Celle du recrutement spatial a d'autre part mis en évidence que le nombre d'U. M. recruté est directement proportionnel à la force exercée, c'est à dire que ce recrutement est constant. Le recrutement spatial des U. M. joue donc un rôle de plus en plus important par rapport à celui du recrutement temporel, au fur et à mesure de l'augmentation de la force, ce qui confirme les hypothèses émises, en particulier, par CLAMANN (1970) et PERSON et KUDINA (1972).

1 - 4 Influence du temps de maintien sur l'activité du muscle.

L'étude de l'activité des U. M. en fonction du temps de maintien d'une contraction isométrique nous a permis de mettre en évidence que pour une même force exercée, l'activité globale du muscle augmente dès les premières secondes de maintien. Cette augmentation est essentiellement assurée par un recrutement spatial des U. M. bien que le recrutement temporel soit mis en jeu constamment pour le maintien de niveaux de force de valeurs élevées. Ces données semblent impliquer que la fatigue musculaire s'installe progressivement dès le début d'un maintien de force même de valeur faible et qu'elle prendrait naissance au niveau du couplage excitation contraction. La relation quadratique mise en évidence entre l'EMG de surface intégré et le temps de maintien indique par ailleurs qu'il est particulièrement important de tenir compte du temps d'intégration du signal lorsque l'on utilise ce mode de quantification de l'EMG. En effet, plus le temps d'intégration est élevé, plus la pente de la relation entre EMG intégré et force est importante, et plus la relation s'écarte de la linéarité. Ceci pourrait par exemple, dans une certaine mesure, expliquer les différences de forme de cette relation, suivant les auteurs.

2 - Organisation motrice élémentaire de la contraction anisométrique.

Nos résultats constituent, semble-t-il, les premières données quantitatives sur l'organisation de l'activité des U. M. dans la contraction anisométrique anisotonique. Nous avons montré qu'il existait pour une inertie donnée, une relation bien définie entre la fréquence moyenne de battement des U. M. et le maximum de vitesse atteint au cours de chaque mouvement. Cette relation est d'allure voisine de celle décrite dans la contraction isométrique entre la fréquence moyenne de battement des U. M. et la force. Elle était dans une certaine mesure prévisible à partir des données de TOKIZANE et coll. (1952) et GURFINKEL et coll. (1970). Elle suggère que tout comme dans la contraction isométrique, le recrutement temporel des U. M. joue un rôle particulièrement important dans la graduation de la force, pour les valeurs faibles de celle-ci. Toutefois, le décours de la force pour chaque mouvement semble être uniquement sous la dépendance du recrutement spatial des U. M. L'étude de la distribution des intervalles séparant les battements successifs de chaque U. M. a permis par ailleurs de mettre en évidence que le premier intervalle de la bouffée d'activité de chaque U. M. est généralement le plus court. La valeur de cet intervalle minimum est liée, pour une inertie donnée, à celle du maximum de vitesse atteint au cours de chaque mouvement, ce qui suggère une prédétermination de celui-ci.

3 - Signification fonctionnelle des différents types d'U. M.

L'existence d'au moins deux types d'U. M. pose le problème de leur signification fonctionnelle.

L'étude de l'activité des U. M. dans la contraction isométrique, par la méthode de TOKIZANE révèle que les deux types d'U. M. sont mis en jeu dans cette modalité de la contraction. Nous avons d'autre part pu montrer que, dans la mesure où l'amplitude des spikes est liée au type d'U. M. ainsi que le suggèrent les travaux d'OLSON et coll. (1968) chez le chat, le recrutement d'U. M. de plus en plus "phasiques" jouerait un rôle particulièrement important dans la graduation de la force.

L'étude de l'activité des U. M. au cours d'épreuves combinées de maintiens de forces et de mouvement nous a permis par ailleurs de mettre en évidence que les U. M. actives pendant la contraction isométrique participent également à la phase dynamique du mouvement.

Les différents types d'U. M. sont donc mis en jeu, non pas en fonction du type de contraction (statique ou dynamique), mais en fonction de la force. Grâce à nos données qui complètent celles d'autres auteurs tels GYDIKOV et KOSAROV (1972) et MILNER-BROWN et coll. (1973), il semble pratiquement établi que, au fur et à mesure que la force augmente et quel que soit le mode de contraction, la proportion d'U. M. phasiques mises en jeu augmente. Les U. M. ayant les fréquences téaniques les plus basses et développant les tensions les plus faibles sont ainsi mises en jeu les premières, celles ayant les fréquences téaniques plus élevées et développant des tensions plus importantes sont ensuite progressivement mises en jeu lorsque la force exercée est plus importante. Le recrutement temporel assure dans tous les cas la fusion plus ou moins complète des secousses. La différenciation en U. M. phasiques et toniques semble correspondre à une "économie" de la commande motrice, la mise en jeu d'U. M. phasiques remplaçant celle d'un plus grand nombre d'U. M.

IV - MODELISATION DE L'ACTIVITE MYOELECTRIQUE

A partir de l'ensemble de données dont on dispose au terme de cette étude, nous nous sommes proposé d'établir un modèle de l'activité électrique du muscle en contraction isométrique. L'étude de celui-ci devait permettre, d'une part de vérifier que les différentes données étaient compatibles entre elles et d'autre part de déterminer les paramètres les plus importantes de l'organisation de l'activité des U. M.

Si les différentes données sont compatibles entre elles, la relation entre l'EMG intégré obtenu à partir du modèle et la force, doit être semblable à celle mise en évidence expérimentalement. Ceci a pu être vérifié pour l'ensemble des examens effectués dans la deuxième série expérimentale décrite dans le chapitre IV (fig. 74). Par ailleurs, la simulation analogique de $U(t)$ doit être conforme à un électromyogramme global. Celle-ci a été réalisée sur traceur BENSON. La durée de chaque spike a été supposée égale à 8 ms, ce qui correspond à la durée moyenne d'un potentiel d'U. M. Le temps total de la "montée de force" a été fixé à 5 secondes. Le tracé A de la figure 75 nous montre que lorsque l'on ne tient compte que de la fréquence moyenne $\bar{\omega}$ et non pas de la variabilité de la fréquence de battement de chaque U. M. autour de cette valeur moyenne, le modèle conduit à des groupement de spikes. Afin de tenir compte de cette variabilité, on dispose des écarts-type à la moyenne déterminés expérimentalement. Si l'on assume une répartition gaussienne des intervalles (CLAMANN, 1970) séparant les battements successifs de chaque U. M., on peut pour chaque U. M. déterminer ces intervalles en tenant compte de leur variabilité. A cette fin on calcule chacune de ces répartitions et on choisit à chaque fois par un programme de "tir au hasard" une valeur d'intervalle de temps. Le tracé B de la figure 75 nous montre que la simulation est alors conforme à un EMG global.

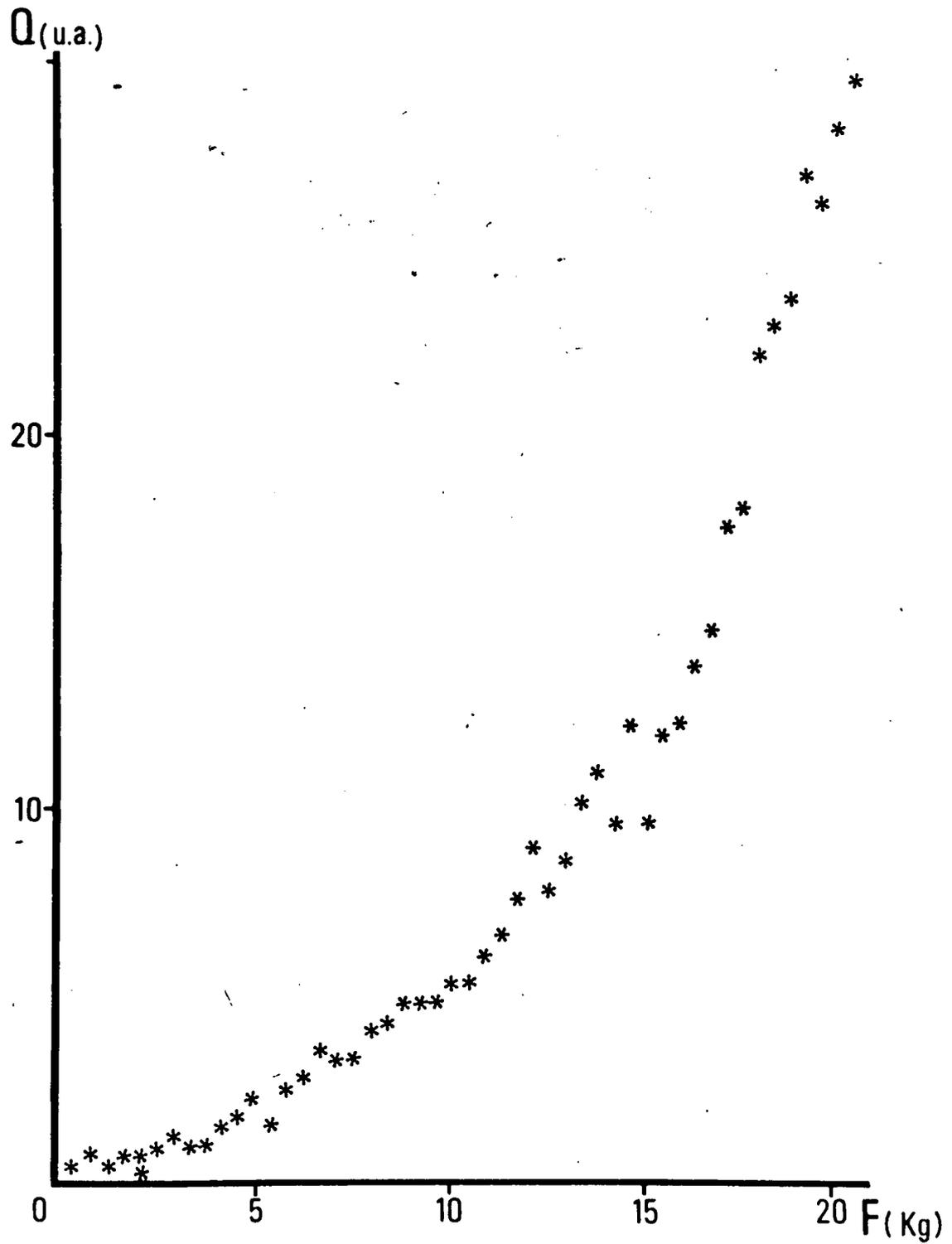
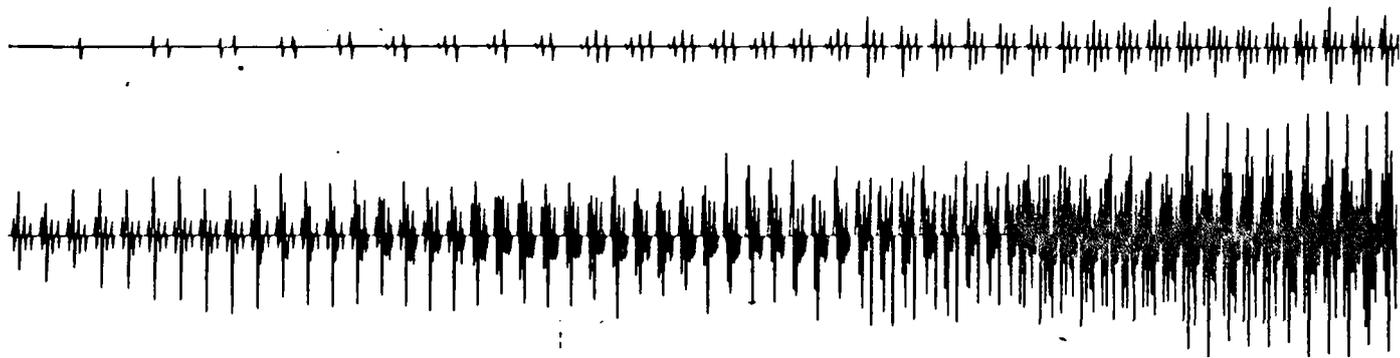


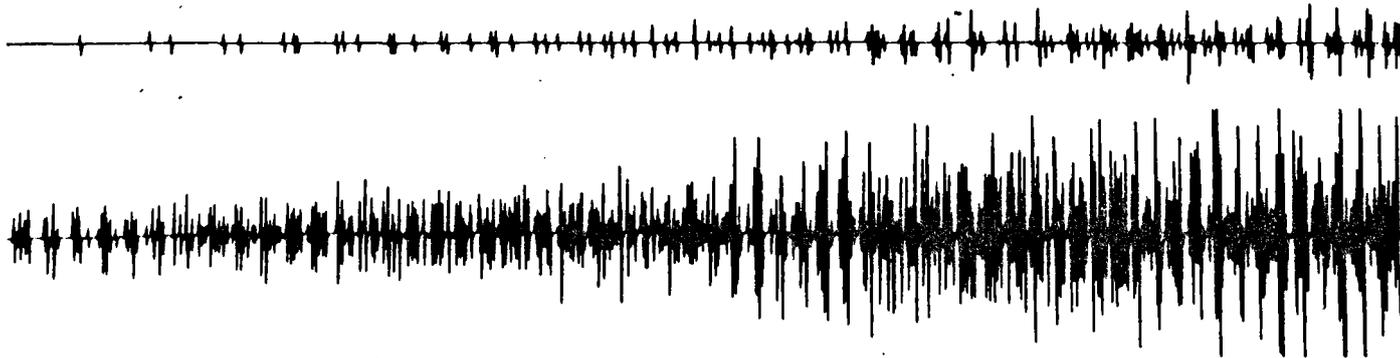
Fig. 74 Relation entre la force et l'EMG global intégré obtenu à partir du modèle.

Q : EMG intégré, en unités arbitraires.

F : force de contraction isométrique, en Kg.



A



B

Fig. 75 Electromyogrammes simulés au cours d'une montée de force de croissance linéaire en fonction du temps.

A : EMG obtenu en l'absence de variabilité de la fréquence de battement des U.M.

B : EMG obtenu en tenant compte de la variabilité de la fréquence de battement des U.M.

Chaque montée de force, de 0 à 21 Kg, est effectuée en 8 secondes.

Une étude plus poussée de ce modèle demanderait à être réalisée pour pouvoir déterminer en particulier s'il rend compte du spectre de fréquence de l'EMG et pour passer à une simulation de l'activité mécanique du muscle. Toutefois, il nous a semblé intéressant de le faire figurer dans ce mémoire. Il permet en effet de conclure à l'homogénéité des données. Il met par ailleurs en évidence l'importance fonctionnelle de la variabilité de la fréquence de battement de chaque U. M. , laquelle doit assurer le caractère continu de la tension développée. Il permet enfin d'appréhender l'importance d'une éventuelle synchronisation des activités élémentaires. Dans le modèle proposé par PERSON et LIBKIND (1970), une synchronisation progressive de l'activité des U. M. apparaissait comme un facteur particulièrement important. Ceci est dû en majeure partie à ce que ces auteurs n'ont pas pris en compte le fait que plus une U. M. est mise en jeu tardivement, plus l'amplitude des spikes correspondantes est grande. Dans la modélisation proposée ici, la synchronisation éventuelle des U. M. n'est pas introduite. Ceci n'influe, ni sur l'EMG intégré, ni semble-t-il, sur la forme de l'EMG. En accord avec les données de RACK et WESTBURY (1969), la synchronisation des activités apparaît donc en première analyse comme un facteur secondaire, si ce n'est négligeable, dans la contraction, en l'absence de fatigue.

V - CONCLUSION GENERALE

Par ce travail, nous avons tenté de progresser tant dans la connaissance de l'activité des U. M. que dans celle de l'organisation de l'ensemble du mouvement.

Grâce à nos propres données qui complètent celles d'autres auteurs, l'organisation spatio-temporelle de l'activité des U. M. au cours de la contraction isométrique semble bien définie. Un essai de modélisation de

l'activité myoélectrique globale a apporté la preuve de l'homogénéité de ces résultats.

En ce qui concerne la contraction anisométrique, les résultats que nous avons présentés, quoique partiels, devraient pouvoir servir de base à un travail de recherche qui pourrait s'orienter, soit vers les mécanismes de gradation de la contraction, soit vers ceux de régulation de ce type de mouvement. L'intérêt pour ces recherches de la technique d'électrode mise au point est évident.

Enfin, les données que nous apportons à propos de la coordination des activités musculaires dans les différentes modalités du mouvement ont permis d'établir, dans les conditions limitées de l'expérimentation, les caractères de la synergie entre les muscles fléchisseurs du coude. Nous pensons que la méthode d'étude utilisée à cette fin, à savoir la quantification, à la fois de l'état d'excitation des différents muscles et de l'organisation temporelle de leurs activités, devrait être retenue pour des études ultérieures dans ce domaine.

ANNEXES

-:~::~:~::~:~::~:~::~:~::~:~::~:-

ANNEXE - I .

Pour calculer la réponse à un échelon rectangulaire, il est commode d'utiliser la transformation de Carson, qui, à la fonction $h(t)$ où t est le temps, fait correspondre la fonction $f(p)$ où $p = j\omega$ par la relation suivante: $f(p) = p \int_0^{\infty} h(t) \cdot e^{-pt} \cdot dt$ (cette transformation est analogue à la transformation de Laplace, au facteur p multiplicatif près). La transformée de Carson de l'expression (1) devient alors:

$$\frac{V}{E} = \frac{R}{R+\rho} \left[1 + \frac{\rho}{R} \frac{(\tau p)^m}{(1+\tau p)^m} \right] \quad (2)$$

La transformation inverse permet de retrouver la fonction "originale" du temps. Il s'agit ici d'une fonction transcendante (ce ne serait une exponentielle que pour $m=1$, soit $\alpha = 90^\circ$). Une solution approchée peut être obtenue de la façon suivante. En admettant que les potentiels EMG recueillis sont des potentiels unitaires qui ont, pour chaque phase, une durée de l'ordre de la milliseconde, nettement inférieure à celle de τ , on peut développer (2) en série et écrire:

$$\frac{V}{E} = \frac{R}{R+\rho} \left[1 + \frac{\rho}{R} \left(1 - \frac{1}{(\tau p)^m} + \dots + (-1)^n \frac{1}{(\tau p)^{nm}} + \dots \right) \right]$$

La transformation de Carson fait correspondre à :

$$\frac{1}{(\tau p)^{nm}} \text{ la fonction } \frac{1}{\Gamma(nm+1)} \cdot \left(\frac{t}{\tau}\right)^{nm} \quad (n \text{ entier})$$

où $\Gamma(m+1)$ est la fonction eulérienne qui généralise la factorielle.

On est donc conduit à l'expression:

$$\frac{V}{E} = \frac{R}{R+\rho} + \frac{\rho}{R+\rho} \left[1 - \frac{(t/\tau)^m}{\Gamma(m+1)} + \frac{(t/\tau)^{2m}}{\Gamma(2m+1)} + \dots \right] \quad (3)$$

qui donne la réponse pour E en échelon rectangulaire. C'est donc le plateau

d'un échelon rectangulaire, de durée t , qui peut être déformé, l'écart à ce plateau est alors :

$$\frac{\Delta V}{E} = \frac{t^m}{R\gamma} \left[\frac{1}{\Gamma(m+1)} + \frac{1}{\Gamma(2m+1)} \left(\frac{t}{\tau}\right)^m + \frac{1}{\Gamma(3m+1)} \left(\frac{t}{\tau}\right)^{2m} + \dots \right]$$

On peut ainsi calculer pour chaque électrode la déformation du signal.

Par exemple, pour :

$$R_u = 1 \text{ M}\Omega, \quad \gamma = 10^{-7}, \quad m = 5/6, \quad \text{et } t = 10^{-3} \text{ s.}$$

on obtient (en utilisant les tables de valeurs de la fonction Γ) : $\frac{\Delta V}{E} < 3\%$.

ANNEXE II

Le biceps brachial comporte deux chefs musculaires. L'insertion inférieure, commune aux deux chefs, s'effectue sur la tubérosité bicipitale du radius. Les deux chefs musculaires ont, par contre, une insertion supérieure différente. La longue portion s'attache sur le tubercule sus-glenoïdien. La courte portion s'attache sur le bec de l'apophyse coracoïde. Si l'on considère comme point d'insertion au niveau de l'épaule, le point moyen de ces deux insertions (PERTUZON et BOUISSET (1971), la figure géométrique formée par le biceps, le bras et l'avant-bras est celle représentée sur la fig. 70. On remarque qu'elle constitue un triangle déformable bien défini. Les distances de l'axe de rotation aux points d'insertion sur le bras ($OB = b$) et l'avant-bras ($OA = a$) peuvent être calculées suivant les données de PERTUZON et BOUISSET (1971) déduites de celles de BRAUNE et FISCHER (1889), d'après la longueur (l) de l'avant-bras ($b = 1,71$ et $a = 0,181$).

Si l'on considère le biceps comme muscle équivalent (voir chapitre III), on peut admettre que la résultante des forces appliquées au système se réduit à la force F appliquée suivant la direction AB du biceps en son point d'insertion A . Le théorème du moment cinétique s'écrit alors $I\Theta'' = Fx$ dans lequel I est le moment d'inertie du système, Θ'' l'accélération tangentielle, F la force suivant la direction du biceps, et x la distance de l'axe de rotation O à la direction du biceps. Dans le cas d'un mouvement contre une charge Mg se déplaçant à une distance d de l'axe de rotation, on a :

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

Ces différents calculs ont été programmés sur une calculatrice WANG 600.

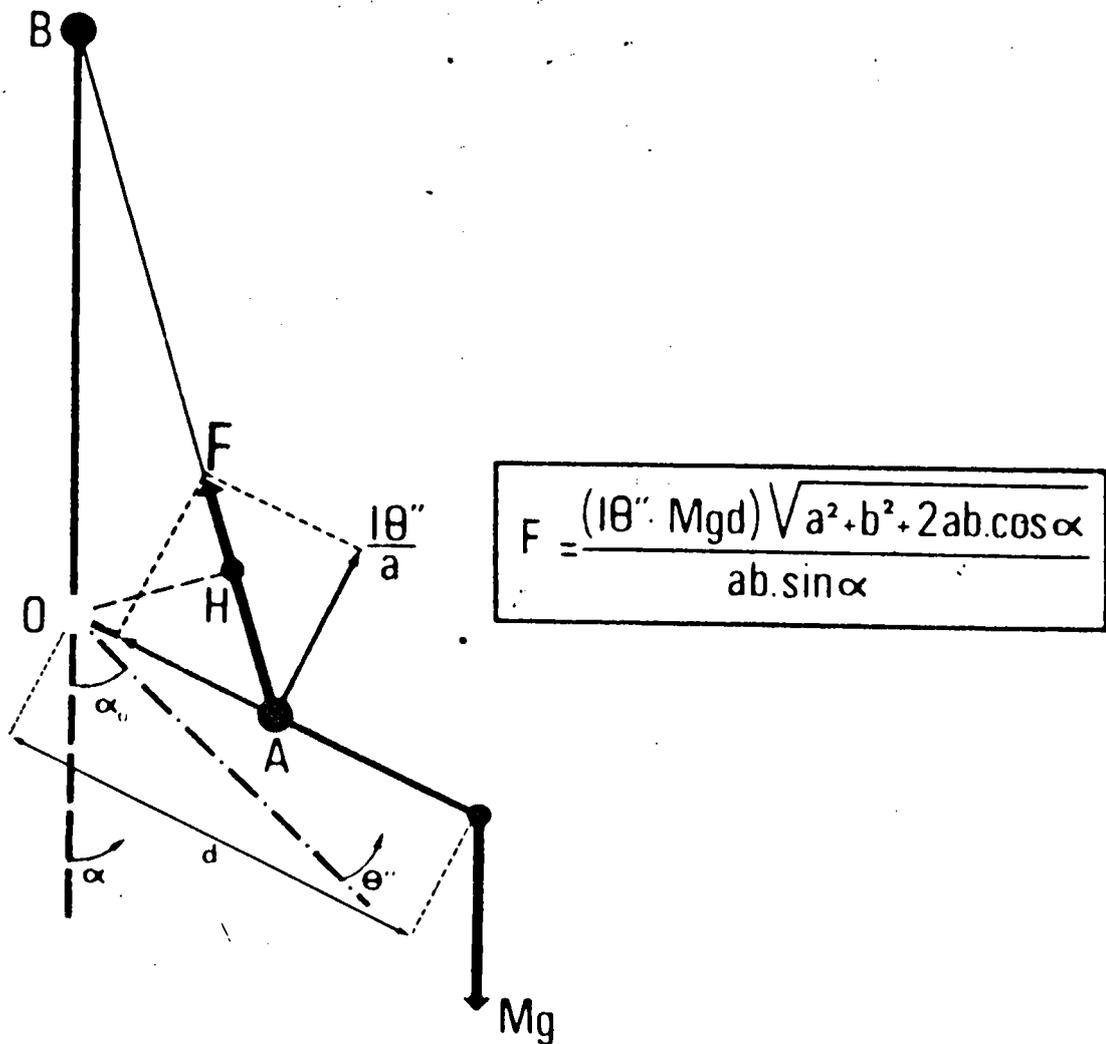


Fig. 70 Expression de la force de flexion rapportée au biceps brachial.

OA = a et OB = b: distances des points d'insertion du biceps brachial par rapport à l'axe de rotation (O) du coude.

F : force de flexion

OH : distance de l'axe de rotation du coude à la direction de F.

d : longueur de l'avant-bras.

α : déplacement angulaire par rapport à l'extension complète.

θ'' : accélération angulaire.

I : inertie de l'avant-bras, de la main et du système mécanique.

Mg : charge soulevée

ANNEXE - III

Pour tenter d'élaborer un modèle de l'activité myoélectrique globale, nous disposons, en particulier, des données suivantes:

a) Soit Q la surface d'un EMG global, considéré sur un intervalle de temps constant. On a une relation entre la force (F) développée par le muscle et la surface Q : $Q = \Phi(F)$.

b) Si l'on désigne par N le nombre de spikes apparaissant sur l'EMG pendant un intervalle de temps constant, on a : $N = \Psi(F)$.

c) La fréquence moyenne $\bar{\omega}$ des unités motrices est sensiblement la même pour toutes. On a une relation entre F et cette fréquence: $\bar{\omega} = \phi(F)$.

d) La durée h d'un spike sera supposée constante et sa forme assimilée à deux triangles.

Nous allons considérer que la force F varie selon une fonction linéaire du temps : $F = \mu(t)$ et soit $U(t)$ l'électromyogramme correspondant à une force donnée. Chaque U. M. est mise en jeu dès que F atteint un certain seuil. On supposera qu'une unité motrice se met à battre dès l'instant que le seuil nécessaire à l'apparition du train de spikes est atteint:

$$\text{On a : (1) } U(t) = \sum_{n=1}^{\frac{N}{\bar{\omega}}} \mu_n(a_n, t_n, t)$$

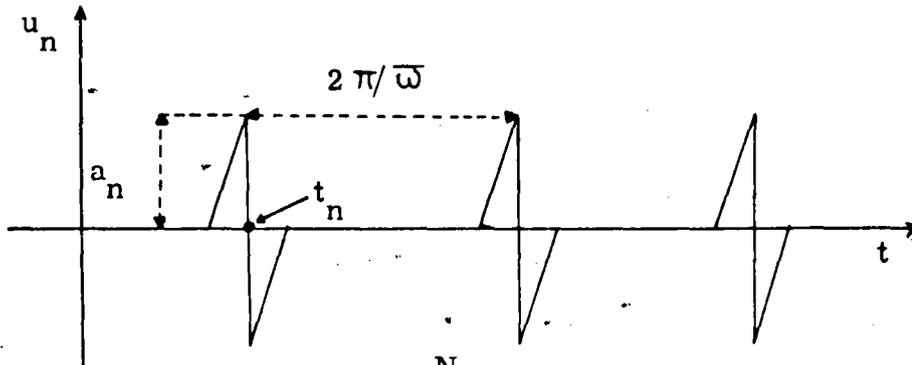
où : $\frac{N}{\bar{\omega}}$ désigne la partie entière de $\frac{N}{\bar{\omega}}$

μ_n désigne la fonction correspondant au train de spikes de la n .ième U. M.

t_n est l'instant de son apparition.

a_n est l'amplitude des spikes.

$\bar{\omega}_n$ est la fréquence moyenne de battement des U. M.



A chaque fois que $\frac{N}{\omega}$ sera un nombre entier, on considérera donc qu'une nouvelle U. M. est mise en jeu.

Si l'on suppose que l'aire de l'EMG est considérée sur un intervalle d'une durée de 1 s et si $\frac{N}{\omega} = 1$, on a, en désignant par Q la surface de l'EMG:

$$Q = h \cdot a_1 \cdot \bar{\omega}_1 \quad , \quad \text{d'où} \quad a_1 = \frac{Q}{h \cdot \bar{\omega}_1}$$

$$\text{soit encore: } a_1 = \frac{\bar{\phi}(\mu(t_1))}{h \cdot \phi(\mu(t_1))}$$

Sur a_n , on peut montrer la relation de récurrence:

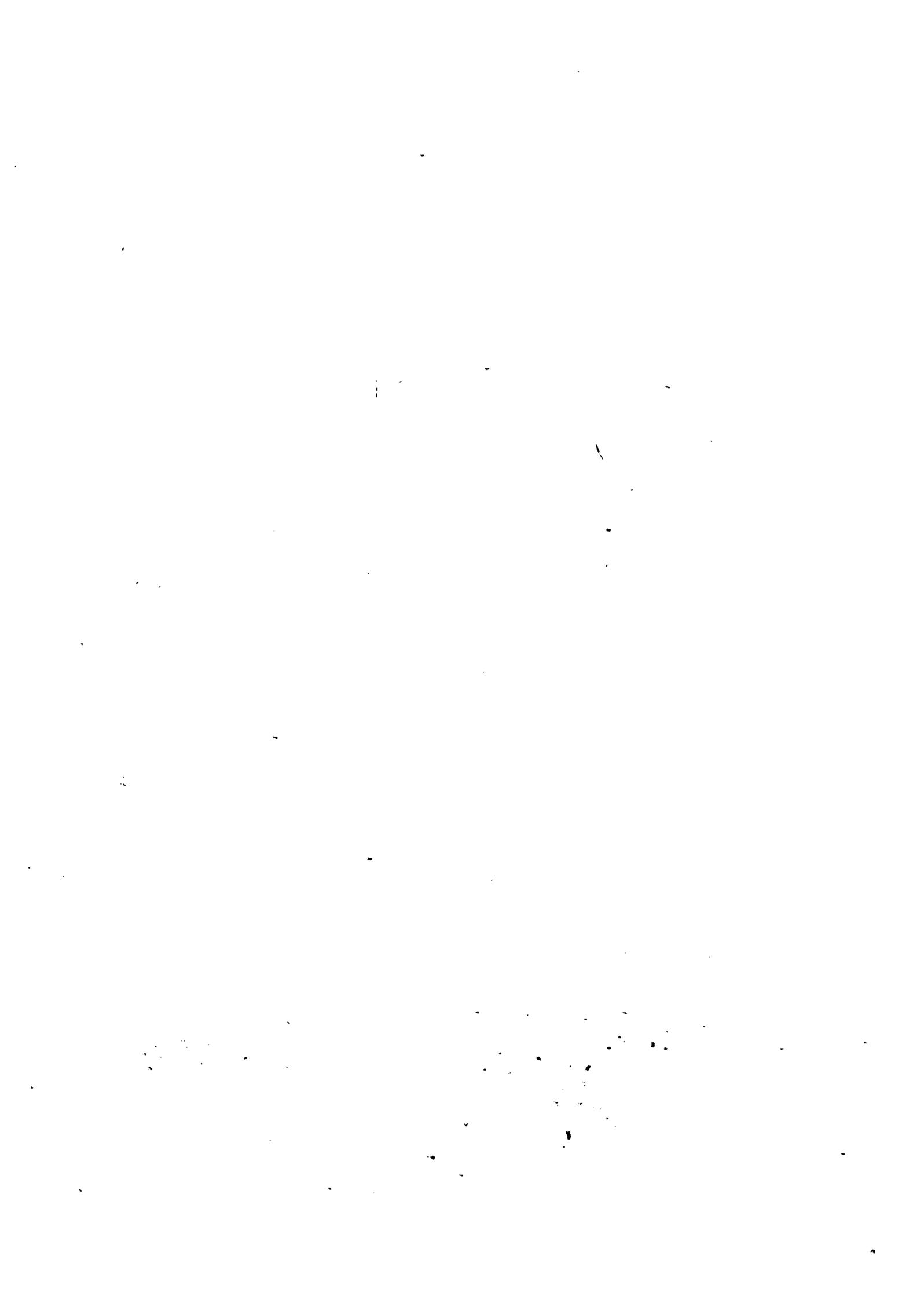
$$a_n = \frac{\bar{\phi}(\mu(t_n))}{h \cdot \phi(\mu(t_n))} - \sum_{i=1}^{n-1} a_i$$

qui donne l'amplitude de chaque potentiel d'U. M.

D'où le cas général:

$$(2) \quad U(t) = \mu_1(a_1, \phi(\mu(t)), t_1, t) + \mu_2(a_2, \phi(\mu(t)), t_2, t) \dots \\ + \dots + \mu_n \left(\frac{\bar{\phi}(\mu(t_n))}{h \cdot \phi(\mu(t_n))} - \sum_{i=1}^{n-1} a_i, \phi(\mu(t)), t_n, t \right)$$

La formule (2) nous donne $U(t)$ de manière déterministe. Il paraît plus normal, étant donné les résultats démontrés, d'aboutir à une telle formulation, plutôt qu'à un modèle stochastique, tels ceux proposés par BERNSTEIN (1967), PERSON et LIBKIND (1970), BRODY et coll. (1974) et WANI et GUHA (1974).



NOTES PRELIMINAIRES DEJA PUBLIEES
-:-:-:-:-

SUR CE TRAVAIL .
-:-:-:-:-



Les travaux rapportés ici ont donné lieu aux notes préliminaires suivantes:

- 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.
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1970): Comparaison des activités électromyographiques globale et élémentaire au cours du mouvement volontaire. *Rev. Neurol.* , 122 (6), 427-429.
- MATON, B. (1970) : Essai d'interprétation de l'E. M. G. de surface en termes d'activités élémentaires du muscle. Thèse 3ème cycle, PARIS, 137 p.
- MATON, B. (1972) : Relation entre la fréquence moyenne de battement des unités motrices et la force au cours de la contraction isométrique. *J. Physiol.* , Paris, 65 (2), 273.
- MATON, B. et BOUISSET, S. (1972) : Modes of temporal recruitment of motor units during movement. *Excerpta medica*, IV - A, 312-318.
- MATON, B. et BOUISSET, S. (1972) : Variation de l'intervalle moyen entre deux battements consécutifs d'une même U. M. en fonction du travail, au cours du mouvement volontaire. *Rev. E. E. G. et Neurophysiol. Clin.* , 3 , (2), 33-34.
- BOUISSET, S. et MATON, B. (1972) : The quantitative relation between surface and intramuscular electromyographic activities for voluntary movement. *Amer. J. Phys. Med.* , 51, 285-295.
- BOUISSET, S et MATON, B. (1973) : Comparison between surface and intramuscular E. M. G. during voluntary movement. In "New developments in electromyography and clinical neurophysiology" , J. E. Desmedt ed. , Karger, Basel, vol. 1, 533-539.

- BOUISSET, S., GOUBEL, F., et MATON, B. (1973) : Contraction isométrique isotonique et contraction isométrique anisotonique: Une comparaison électromyographique. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, 13, 525-533.
- MATON, B., (1973) : Influence du temps d'intégration sur la relation entre l'électromyogramme de surface intégré et la force au cours du travail statique. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 13, 307-318.
- MATON, B. (1973) : Adaptation of motor unit frequency and recruitment during the first seconds of a static contraction in man. *E.E.G. clin. Neurophysiol.*, 34, 798-799.
- MATON, B. et BOUISSET, S. (1973) : The M. U's temporal recruitment as a pattern of control of human extremities. In "Advances in external control of human extremities", GAVRILOVIC, M. M. and WILSON, A. B. ed., Belgrade, I vol., 81-89.
- MATON, B. (1974) : Activités des U. M. au cours de la contraction isométrique anisotonique volontaire. *J. Physiol., Paris*, 69 (1), 164-165 A.
- BOUISSET, S. and MATON, B. (1974) : Motor unit activity and preprogramming of movement. *E.E.G. clin. Neurophysiol.* (sous presse).
- MATON, B. (1974) : Comparaison entre l'EMG de surface intégré et le recrutement des unités motrices au cours de la contraction statique. *J. Physiol., Paris*, sous presse.
- MATON, B. (1974) : Etude quantitative d'une synergie musculaire. *Le trav. hum.* (sous presse).
- MATON, B. (1974) : Influence du degré de rotation du poignet sur l'activité des différents fléchisseurs du coude au cours du travail statique. *Kinanthrop.* (sous presse).
- METRAL, S., MATON, B. et GOUGEROT, L. (1974) : Mesure de l'impédance de semi-microélectrodes de platine par la méthode du cercle pointé. *E.E.G. clin. Neurophysiol.* (sous presse).
- MATON, B. et BOUISSET, S. Comparaison quantitative de l'activité des principaux fléchisseurs du coude au cours de la contraction statique volontaire (à paraître).

- BOUISSET, S., LESTIENNE, F., et MATON, B. Plasticité d'une synergie musculaire au cours de la contraction dynamique volontaire. (à paraître).
- MATON, B. Motor unit activity and fatigue during voluntary isometric contraction. (à paraître).
- MATON, B. Importance of the size of motor units in the gradation of voluntary isometric contraction. (à paraître).
-



B I B L I O G R A P H I E

- ADRIAN, E. D. and BRONK, D. W. (1929) : The discharge of impulses in motor, nerve fibres II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contraction. *J. Physiol.*, London, 67, 119-151.
- ALMASI, J. J. and SCHMITT, O. H. (1970) : Systematic and random variations of ECG electrode system impedance. *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, 170, 509-519.
- ANGEL, R. W. (1974) : Electromyography during voluntary movement ; the two-burst pattern. *E. E. G. clin. Neurophysiol.*, 36, 493-498.
- ASANUMA, H. and WARD, J. E. (1971) : Patterns of contraction of distal forelimb muscles produced intracortical stimulation in cats. *Brain Res.*, 27, 97.
- ASHWORTH, B, GRIMBY, L. and KUGELBERG, E. (1967) : Comparison of voluntary and reflex activation of motor units. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.* 30, 91-98.
- ATHANASIU, J. (1923) : L'énergie nerveuse motrice. *J. Phys. Path. gen.*, XXI, 1 - 14.
- AUBERT, X; (1955) : Intervention d'un élément élastique pur dans la contraction du muscle strié. *Arch. int. Physiol. Bioch.*, 63, 197-202.
- BAK, A. F. (1967) : Testing metal micro electrodes. *E. E. G. Clin. Neurophysiol.* 22; 186-187.
- BANKOV, J. et JORGENSEN, K. (1969) : Maximum strength of elbow flexors with pronated and supinated forearm. *Dan. Nat. Assoc. Inf. Paralysis*, 29, 3 - 11.
- BASMAJIAN, J. V. (1959) : "Spurt" and "Shunt" muscles an electromyographic confirmation. *J. Anat.*, 93, 551-553.
- BASMAJIAN, J. V. (1962) : Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. Williams and Wilkins Company Baltimore, 1 vol., 267 p.

- BASMAJIAN, J. V. (1963) : Control and training of individual motor units. *Science*, 141, 440-441.
- BASMAJIAN J. V. (1967) : Electromyography: its structural and neural basis. *Int. Rev. Cytol*, 21, 129-139.
- BASMAJIAN, J. V. (1967) : Control of individual motor units. *Amer. J. Phys. Med.* 46, 480-486.
- BASMAJIAN, J. V., BAEZA, M., and FABRIGAR, C. (1965) : Conscious control and training of individual motor neurons in normal human subjects. *J. New Drugs*, 5, 78-85.
- BASMAJIAN, J. V. and DUTTA, C. R. (1961) : Electromyography of the pharyngeal constrictors and levator palati in man. *Anat. Rec.*, 139, 561-563.
- BASMAJIAN, J. V., FORREST, W. J. and SHINE, G. (1966) : A simple connector for fine-wire EMG electrodes. *J. Appl. Physiol.*, 21, 1680
- BASMAJIAN, J. V. and LATIF, A (1957) : Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow. (A detailed electromyographic analysis) *Journ. of Bone and Joint Surg.*, 39 - A (5) 1106-1118.
- BASMAJIAN, J. V. and TRAVILL, A. (1961) : Electromyography of the pronator muscles in the forearm. *Anat. Rec.*, 139, 45-49.
- BATES, J. A. V. and COOPER, J. D. (1954) : A simple electronic circuit for measuring voltage time integral. *J. Physiol.*, London, 123, 28-29
- BAYER, H. und FLECHTENMACHER, C, (1950) : Ermüdung und Aktionsstromspannung bei der isometrischen Muskelkontraktion der Menschen. *Arbeitsphysiol.*, 14, 261-270.
- BECKER, R. O. and CHAMBERLIN, J. T. (1960) : A modified coaxial electrode for electromyography. *Arch. Phys. med.* 41, 149-151.
- BEEVOR, C. E. (1903) : Croonian lectures on muscular movements and their representation in the central nervous system. *Lancet*, 1, 1715-1724.
- BEEVOR, C. E. (1904) : The croonian lectures on muscular movements and their representation in the central nervous system. ADLAR ed. , Londres, 1 vol. , 100 p.
- BEEVOR, C. (1909) : *Ergebn. Physiol.*, VIII, 326.
- BERANEK, R. (1961) : Intracellular electromyography in man. *Physiol. bohemoslo- ver.*, 10, (1), 94-97.

- BERGSTROM, R. M. (1959) : The relation between the number of impulses and the integrated electric activity in Electromyogram. *Acta Physiol. Scand.* 45, 97-101.
- BERGSTROM, R. M. (1962) : The relation between integrated kinetic energy and the number of action potentials in the electromyogram during voluntary muscle contraction. *Ann. Acad. Scient. Fenn. A V* 93, 4-24.
- BERNSHTEIN, V. M. (1967) : Stastical parameters of the electric signal of a muscle model. *Biophysics*, 12 (4), 801-813.
- BESSOU, P., EMONET-DENAND, F and LAPORTE, Y. (1963) : Relation entre la vitesse de conduction des fibres nerveuses motrices et le temps de contraction de leurs unités motrices. *C. R. Acad. Sci. hebd. Séanc. Paris*, 256, 5626-5627.
- BIERMAN, W. and YAMSHON, L. J. (1948) : Electromyography in kinesiologic evaluations. *Arch. Phys. Med.*, 29, 206-211.
- BIGLAND, B. and LIPPOLD, O. C. J. (1954) : The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J. Physiol.*, London, 123, 214-224.
- BISHOP, G. H. (1937) : La théorie des circuits locaux permet-elle de prévoir la forme du potentiel d'action? *Arch. Intern. Physiol.* XLV (3): 273-297.
- BJORK, A. (1952) : Electrical activity of human extrinsic eye muscles. *Experientia*, 8, 226-227.
- BJORK, A. and KUGELBERG, E. (1953) : Motor unit activity in the human extraocular muscles. *E. E. G. clin. neurophysiol.*, 5, 271-278.
- BLANTON, P. L., BIGGS, N. L. and PERKIN, R. C. (1969) : Apparatus facilitating the preparation of fine-wire electrodes for electromyography. *Electromyography*, 9, (2), 213-214.
- BOCK, W. J. (1968) : Mechanics of one and two joint muscles. *Amer. Mus. Novit.* 2319, 45 p.
- BONSETT, C. A., ABREU, B. E. and RALSTON, J. D. (1961) : Skeletal muscle studies by means of combined electromyography and needle biopsy. I. The electrographic myotome. *Texas Rep. Biol. Med.*, 19, 749.

- BOTTOMLEY, A. H. (1965) : Myo-electric control of powered prosthesis. *J. Bone Jt. Surg.* 47, 411-415.
- BOTTOMLEY, A., KINNIER WILSON, A. B. and NIGHTINGALE, A. (1963) : Muscle substitutes and myoelectric control. *J. Brit. I. R. E.* 439-448.
- BOUISSET, S. (1973) : EMG and muscle force in normal motor activities. In "New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology", J. E. DESMEDT ed., Karger, Basel, vol. 1, 547-583.
- BOUISSET, S. et DENIMAL, J. (1964) : Etude de la relation entre l'activité électromyographique intégrée et l'accélération d'un mouvement de percussion. *Rev. Neurol.*, 110 (3), 347-349.
- BOUISSET, S., DENIMAL, J. et SOULA, C. (1963) : Relation entre l'accélération d'un raccourcissement musculaire, et l'activité électromyographique intégrée. *J. Physiol. (Paris)*, 55, 203.
- BOUISSET, S. and GOUBEL, F. (1968) : Interdependence of relations between integrated EMG and diverse biomechanical quantities in normal voluntary movements. *Electromyography*, 8, Suppl. 1, 151-162.
- BOUISSET, S. and GOUBEL, F. (1973) : Integrated electromyographical activity and muscle work. *J. Appl. Physiol.*, 35 (5), 695-702.
- BOUISSET, S. and LESTIENNE, F. (1974) : The organisation of a simple voluntary movement as analysed from its kinematic properties. *Brain Res.* 71, 451-457.
- BOURGUIGNON, A. (1956) : Sur la pluralité des unités contractiles du muscle strié. *Rev. Fr. Etudes Clin. et Biol.*, 1 (7), 789-801.
- BRACCHI, F., CATTORINI, M. E. e GUALTIEROTTI, J. (1960) : Distribuzione della frequenza di scarica della singola fibra del sistema muscolare dell'uomo durante contrazioni isometriche massimali. *Rend. Acc. Moz. Lincei*, XXIX (6) : 604-608.
- BRANDSTATER, M. E. and LAMBERT, E. M. (1973) : Motor unit anatomy type and spatial arrangement of muscle fibers. In "New developments in electromyography and clinical neurophysiology" J. E. DESMEDT ed., Karger, Basel, vol. 1, 14-22.

- BRAUNE, W. und FISCHER, O. (1889): Die Rotationsmomente der Beugemuskeln am ellbogengelenk des Menschen. *Abhandl. d. K. S. Ges. d. Wiss.* 26, 245-310.
- BRAUS, H. (1954) : Anatomie des Menschen. Springer Verlag, Berlin, vol. 1, 338p.
- BRODY, G. , SCOTT, R. N. , and BALASUBRAMANIAN, R. (1974) : A model for myoelectric signal generation. *Med. Biol. Engng.* 12 , 29-41.
- BROOKE, M. H. and ENGEL, W. K. (1969) : The histographic analysis of human muscle biopsies, with regard to fiber types 1-Adult male and female. *Neurology*, 19, 221-223.
- BROOKS, V. B. , ADRIEN, J. , and DYKES, R. W. (1972) : Task-related discharge of neurons in motor cortex and effects of dentate cooling. *Brain Res.* , 40 , 85-88.
- BROOKS, J. E. and KONGDALAROM, T. (1968) : Intracellular electromyography. Resting and action potentials in normal human muscle. *Arch. Neurol. USA.* , 18, 291-300.
- BUCHTHAL, F. (1961) : The general concept of the motor unit. In "Neuromuscular disorders", *Res. Publ. Ass. New. Ment. Dis.* , vol. 38, 3-30.
- BUCHTHAL, F. , ERMINIO, F. , and ROSENFALCK, P. (1959) : Motor unit territory in different human muscles. *Acta Physiol. Scand.* , 45, 72-87.
- BUCHTHAL, F. , GULD, C. , and ROSENFALCK, P. (1954) : Action potential parameters in normal human muscle and their dependance on physical variables. *Acta Physiol. Scand.* , 32, 200-218.
- BUCHTHAL, F. , GULD, C. , and ROSENFALCK, P. (1957) : Multielectrode study of the territory of a motor unit. *Acta Physiol. Scand.* , 39, 83-104.
- BUCHTHAL, F. and ROSENFALCK, P. (1966) : Spontaneous electrical activity of human muscle. *E. E. G. clin. Neurophysiol.* , 20, 321-336.
- BUCHTHAL, F. and SCHMALBRUCH, H. (1970) : Contraction times and fibre types in intact human muscle. *Acta Physiol. Scand.* , 79, 435-452.
- BURKE, R. E. (1967) : Motor unit types of cat triceps surae muscle. *J. Physiol.* , London, 193, 141-160.
- BURKE, R. E. (1968) : Firing patterns of gastrocnemius motor units in the decerebrate cat. *J. Physiol.* , London, 196, 631-654.

- BURKE, R. E., LEVINE, D. N., TSAIRIS, P., and ZAJAC, F. E. (1973) : Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J. Physiol.*, 234, 723-748.
- BURKHARDT, D. (1967) : Die Übertragungseigenschaften elektro-physiologischer Versuchsanordnungen. *Z. Biol.*, 109, 207.
- BURNS D. C. and GOLLNICK, P. D. (1966) : An inexpensive floating-mesh electrode for EKG recording during exercise. *J. Appl. Physiol.*, 21, 1889-1891.
- CARLSÖÖ, S. (1958) : Motor units and action potentials in masticatory muscles. *Acta. morphol. neerland. scand.*, 2, 13-19.
- CHAFFIN, D. B. (1969) : Surface electromyography frequency analysis as a diagnostic tool. *J. Occup. Med.*, XI, 109-115.
- CHAFFIN, D. B. (1969) : Electromyography. A method of measuring local muscle fatigue. *M. T. M. Journal*, XIV (2), 29-36.
- CHRISTENSEN, E. (1959) : Topography of terminal innervation in striated muscles from still-born infants. *Amer. J. Phys. Med.*, 38, 65-78.
- CLAMANN, H. P. (1969) : Statistical analysis of motor unit firing patterns in a human skeletal muscle. *Biophys. J.*, 9 (10), 1233-1251.
- CLAMANN, H. P. (1970) : Activity of single motor units during isometric tension. *Neurology*, 20 (3), 254-260.
- CLOSE, R. (1964) : Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. *J. Physiol.*, London, 173, 74-95.
- CLOSE, R. J. (1972) : Dynamic properties of skeletal muscles. *Physiol. Rev.*, 52, 129-197.
- CLOSE, J. R. and KIDD, C. C. (1969) : The function of the muscles of the thumb the index, and long fingers. *J. Bone and Joint Surg.* 51 - A (8): 1601-1620.
- CLOSE, J. R., MAURER, R. C. and POOR, P. M. (1965) : Single motor unit action potentials. *Clin. Orthopaedics*, 42, 171-190.
- CLOSE, J. R., NICKEL, E. D. and TODD, F. N. (1960) : Motor unit action potential counts. *J. Bone Joint Surg.* 42 - A, 1207-1222.
- CNOCKAERT, J. C. (1968) : Etude de l'organisation d'un mouvement simple de va et vient. Application à la recherche d'un rythme optimal. D.E.S. Fac. Sc. Lille, 1 vol., 49 p.

- COERS, C. and WOOLF, A. L. (1959) : The innervation of muscle, a biopsy study. Blackwell, Oxford.
- COQUERY, J. M. et COULMANCE, M. (1971) : Variations d'amplitude des réflexes monosynaptiques avant un mouvement volontaire. *Physiol. Behav.*, 6, 65-71.
- CREUTZFELD, O. (1962) : Membranpotentiale in menschlichen Muskeln bei gesunden Personen und Patienten mit Adynamia episodica hereditaria und periodischer Lahmung. *Naturwiss.*, 49, 284-285.
- CUTHBERT, N. L. and DENSLOW, J. S. (1945) : Electrode efficiency and subject positioning in electromyography. *Proc. Soc. Exper. Biol. Med.* 58, 191-193.
- DASGUPTA, A. and SIMPSON, J. A. (1962) : Relation between firing frequency of motor units and muscle tension in the human. *Electromyography*, 2, 117-128.
- DAVIS, R. C. (1948) : An integrator and accessory apparatus for recording action potentials. *Amer. J. Psychol.* 32, 270.
- DAY, J. and LIPPITT, M. (1964) : A long term electrode system for electrocardiography and impedance pneumography. *Psychophysiol.*, 1, 174-182.
- DEJOURS, P., RAYNAUD, J., CUENOD, C. L. et LABROUSSE, Y. (1955) : Modifications instantanées de la ventilation au début et à l'arrêt de l'exercice musculaire. *Interpretation. J. Physiol. (Paris)*, 47, 155-159.
- DE LUCA, C. J. and FORREST, W. J. (1973) : Probability distribution function of of the inter-pulse intervals of single motor unit action potentials during isometric contractions. In "New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, J.E. DESMEDT, ed., Karger, Basel, vol. 1, pp. 638-647.
- DEMPSTER, W. T. and FINERTY, J. C. (1947) : Relative activity of wrist moving muscles in static support of the wrist joint: an electromyographic study. *Amer. J. Physiol.*, 150, 596-606.
- DENIMAL, J. (1964) : Le mouvement de percussion. Relation entre l'électromyogramme intégré et l'accélération. D.E.S. Fac. Sciences Lille, 1 vol., 62 p., ronéot.

- DENNY-BROWN, D. (1929) : On the nature of postural reflexes. Proc. Roy. Soc. B., 104, 253-301.
- DENNY-BROWN, D. and PENNYBACKER, J. B. (1938) : Fibrillation and fasciculation in voluntary muscle. Brain, 61, 311-334.
- DE SOUSA, O. M., DE MORAES, J. M. and DE MORAES VIEIRA, F. L. (1961) : Electromyographic study of the brachioradialis muscle. Anat. Rec., 139, 125-131.
- DE VRIES, H. A. (1965) : Muscle tonus in postural muscles. Amer. J. Phys. Med., 44, 275-291.
- DE VRIES, H. A. (1968) "Efficiency of electrical activity" as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. Amer. J. Phys. Med., 47, 10-22.
- DIRKEN, M. N. J. et SIEMELINK, J. J. (1942) : Sur l'origine et la signification du "Piper-rythme" de l'électromyogramme. Arch. int. Physiol. Bioch., 52, 349-368.
- DITTLER, R. und GUNTHER, H. (1914) : Über die Aktionsströme menschlicher Muskeln bei natürlicher Innervation. Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol., 155, 251-274.
- DOYLE, A. M. and MAYER, R. F. (1969) : Studies of the motor unit in the cat. Bull. School Med. Univ. Maryland, 54 (2), 11-17.
- DUBOWITZ, V. and PEARSE, A. G. (1960) : A comparative histochemical study of oxidative enzyme and phosphorylase activity in skeletal muscle. Histochemie, 2, 105-117.
- DUCHENNE DE BOULOGNE, G. B. (1867) : Physiologie des mouvements. Paris Bailliere et fils, I vol. 872 p.
- ECCLES, J. C. (1953) : The neurophysiological basis of mind. Clarendon Press, Oxford, 314 p.
- ECCLES, J. C., ECCLES, R. M., IGGO, A. and LUNDBERG, A. (1961) : Electrophysiological investigations on Renshaw cells. J. Physiol., London, 159, 461-478.
- ECCLES, J. C., ECCLES, R. M. and LUNDBERG, A. (1957) : Durations of after hyperpolarization of motoneurons supplying fast and slow muscles. Nature, London, 179, 866-868.

- ECCLES, J. C., ECCLES, R. M. and LUNDBERG, A. (1958) : The action potentials of the alpha motoneurons supplying fast and slow muscles. *J. Physiol.*, 142, 275-291.
- ECCLES, J. C., FATT, P. and KOKETSU, K. (1954) : Cholinergic and inhibitory synapses in a pathway from motor axon collaterals to motoneurons. *J. Physiol.*, London, 126, 524-562.
- ECCLES, J. C. and HOFF, H. E. (1932) : The rhythmic discharge of motoneurons. *Proc. roy. Soc.*, 110-B, 438-514.
- EDSTROM, L. and KUGELBERG, E. (1968) : Histochemical composition, distribution of fibres and fatigability of single motor units. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 31, 424-433.
- EKSTEDT, J. (1964) : Human single muscle fiber action potentials. *Acta Physiol. Scandinav.*, 61 (Sup. 226), I vol. 96 p.
- EKSTEDT, J. AGGQVIST, P. and STALBERG, E. (1969) : The construction of needle multielectrodes for single fiber electromyography. *E. E. G. Clin. Neurophysiol.*, 30, 154-158.
- EKSTEDT, J. and STALBERG, E. (1963) : A method of recording extracellular action potentials of single muscle fibres and measuring their propagation velocity in voluntarily activated human muscle. *Bull. Amer. Ass. EMG Electric diagn.* 10, 16.
- EKSTEDT, J. and STALBERG, E. (1973) : How the size of the needle electrode leading off surface influences the shape of the single muscle fibre action potential in electromyography. *Computer Prog. in Biomed.* 3, 204-212.
- ENGEL, W. K. (1932) : The essentiality of histochemical and cryptochemical studies of skeletal muscle, in the investigation of neuro muscular disease. *Neurology*, 12, 778-784.
- EVARTS, E. V. (1968) : Relation of pyramidal tract activity to force exerted during voluntary movement. *J. Neurophysiol.*, 31, 14-27.
- FEINDEL, W. (1954) : Anatomical overlap of motor units. *J. Comp. Neurol.*, 101, 1-17.
- FEINSTEIN, B., LINDEGARD, B. NYMAN, E. and WOHLFART, G. (1955) : Morphologic studies of the motor units in normal human muscles. *Acta anat.*, 23, 127-142.

- FENN, W. O., BRODY, H. and PETRILLI, A. (1931) : The tension developed by human muscles at different velocities of shortening. *Amer. J. Physiol.*, 97, 1-14.
- FESSARD, A. (1974) : Allocution inaugurale du colloque international du CNRS n° 226. "Comportement moteur et activités nerveuses programmées". *Brain Res.*, 71, V-XI.
- FESSARD, A., LIVINGSTON, R. B., PAILLARD, J. et TOURNAY, A. (1950) : Plasticité d'une synergie musculaire, chez l'homme, révélée par l'analyse électromyographique. *C.R. Soc. Biol., Paris*, 144, 894.
- FEUER, D. (1967) : Intégrateur convertisseur (analogique-numérique). Application à l'évaluation de l'activité électrique cellulaire. *J. Physiol., Paris*, 59, 319-321.
- FITCH, P. (1967) : An analyser for use in human electromyography. *Elect. Engin.*, 39, 240-243.
- FLECK, H. (1962) : Action potentials from single motor units in human muscle. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, 43, 99-107.
- FOERSTER, O. (1902) : *Die Physiologie und Pathologie der Koordination*. G. Fischer, Iena, 316 p.
- FREEMAN, J. A. (1969) : A simple method for producing in quantity metal micro-electrodes with a desired tape and impedance. *E. E. G. Clin. Neurophysiol.*, 26, 623-626.
- FRICKE, H. (1932) : The theory of electrolyte polarization. *Phil. Mag.*, 14, 310-318.
- FUSFELD, R. D. (1971) : Analysis of electromyographic signals by measurement of wave duration. *E. E. G. Clin. Neurophysiol.*, 30, (4), 337-344.
- GAGNARD, L., TARDIEU, C., MONTFRAIX, C., CHANTRAINE A. et TARDIEU, G. (1965) : Relation entre la force musculaire et l'électromyographie intégrée chez l'homme normal. Comparaison des résultats obtenus chez le même sujet à des dates différentes. *Rev. Electr. Diag. Ther.* 1, 17-27.
- GANTCHEV, G. N. (1968) : On the question about the mechanism of measuring velocity of movements. *Eksp. Med. I. Morfol.*, 7, (3), 169-171.

- GARLAND, H. and ANGEL, R. W. (1971) : Spinal and supraspinal factors in voluntary movement. *Exp. Neurol.*, 33, 343-350.
- GARLAND, H., ANGEL, R. W. et MELEN, R. D. (1972) : A state variable averaging filter for electromyogram. *Med. Biol. Engng.*, 10, 559-560.
- GARTEN, S. (1910) : Uber die zeitliche Folge der Aktionsströme in menschlichen Muskeln bei willkürlicher Innervation und bei Erregung des Nerven durch den konstanten Strom. *Zeitschr. f. Biol.* 55, 29-35.
- GEDDES, L. A. (1972) : Electrodes and the measurement of bioelectric events. Wiley-Interscience, New-York, 364 p.
- GEDDES, L. A., BAKER, L. E. and Mac GOODWIN, M. (1967) : The relationship between electrode area and amplifier input impedance in recording muscle action potentials. *Med. and Biol. Engng.*, 5, 561-569.
- GELFAND, I. M., GURFINKEL, V. J., KOTS, Ya. M., TSETLIN, M. L. and SHIK, M. L. (1963) : Synchronization of motor units and associated model concepts. *Biophysics*, 8 (4), 528-541.
- GELFAND, I. M., GURFINKEL, I. M., TSETLIN, M. L. and SHIK, M. L. (1971) : Some problems in the analysis of movements. In "Models of the Structural-Functional Organization of certain Biological Systems" M. I. T. Press, pp. 329-345.
- GEORGE, R. E. (1970) : The summation of muscle fibre action potentials. *Med. and Biol. Engng.* 8, 357-365.
- GILLIES J. D. (1973) : Motor unit discharge patterns during isometric contraction in man. *J. Physiol.*, London, 223, 36-37.
- GILSON, A. S. and MILLS, W. B. (1941) : Activities of single motor unit in man during slight voluntary efforts. *Amer. J. Physiol.*, 133, 658-669.
- GOSS, C. M. (1965) : American edition of gray's anatomy. Lea and Feliger, ed., Philadelphia, 498-506.
- GOTTLIEB, G. L. and AGARWAL, G. C. (1971) : Dynamic relationship between isometric muscle tension and the electromyogram in man. *J. Appl. Physiol.*, 30 (3), 345-351.
- GOTTLIEB, G. L., AGARWAL, G. C. and STARK, L. (1970) : Interaction between voluntary and postural mechanisms of the human motor system. *J. Neurophysiol.*, 33, 365-381.

- GOUBEL, F. (1974) : Les propriétés mécaniques du muscle au cours du mouvement sous maximal. Thèse doctorat d'Etat, Lille, 217 p.
- GOUBEL, F. (1967) : Etude quantitative de l'activité musculaire au cours de mouvements monoarticulaires. Effets de l'inertie et de la finalité du mouvement. D.E.S. Fac. Sc. Lille, 1 vol., 61 p.
- GOUBEL, F. et BOUISSET, S. (1967) : Relation entre l'activité électromyographique intégrée et le travail mécanique effectué au cours d'un mouvement monoarticulaire simple. J. Physiol, Paris, 59, 241.
- GOUBEL, F. et BOUISSET, S. (1970) : Relation entre l'activité électromyographique intégrée et la force au cours du mouvement. J. Physiol., Paris, 62, 160.
- GOUBEL, F. et LESTIENNE, F. (à paraître) Influence de la position de pronosupination sur l'activité électrique de deux fléchisseurs du coude au cours du mouvement. J. Physiol., Paris,
- GOUGEROT, L. (1951) : Appareil destiné à tracer directement sur l'écran d'un oscillographe cathodique, le point du plan complexe représentatif d'une impédance. J. Radio., 32, 57.
- GRANIT, R. (1970) : The basis of motor control. Academic Press, London and New-York, 346p.
- GRANIT, R., HENATSCH, H. D., and STEG, G. (1956) : Tonic and phasic ventral horn cells differentiated by post-tetanic potentiation in cat extensors. Acta Physiol. Scand., 37, 114-126.
- GRANIT, R., PHILLIPS, C. J., SKOGLUND, S., and STEG, G. (1957) : Differentiation of tonic from phasic alpha ventral horn cells by stretch, pinna and crossed extensor reflexes. J. Neurophysiol., 20, 470-481.
- GRIMBY, L. and HANNERZ, J. (1968) : Recruitment order of motor units on voluntary contraction: changes induced by proprioceptive afferent activity. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 31, 565-573.
- GRIMBY, L. and HANNERZ, J. (1970) : Differences in recruitment order of motor units in phasic and tonic flexion reflex in "spinal man". J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 33, 562-570.
- GUALTIEROTTI, T. und MILLA, E. (1942) : Das Verhalten der Aktionsströme der Einzelfaser bei Muskelan spannung verschiedener Grösse. Pflügers Archiv. ges. Physiol., 245, (4), 524-536.

- GULD, C. (1952) : On the influence of the measuring electrodes on duration and amplitude of muscle action potentials. *Acta. Physiol. Scand.*, 25, Suppl. 89.
- GULD, C. (1964) : A glass-covered platinum microelectrode. *Med. Electron. Biol. Engng*, 2, 317-327.
- GURFINKEL, V. S., IVANOVA, A. N., KOTS, M., PYATETSKII-SHAPIRO, I. M. AND SHIK, M. L. (1963) : Quantitative characteristics of the work of motor units in the steady state. *Biofizika*, 9, 636-638.
- GURFINKEL, V. S., MIRSKY, M. L., TARKO, A. M. and SURGULADZE T. D. (1972) : Functioning of human motor units during the initiation of muscle tension. *Biofizika*, XVII (2), 303-310.
- GURFINKEL, V. S., SURGULADZE, T. D., MIRSKY, M. L. and TARKO, A. M. (1970) : Functioning of human motor units in rhythmical movements. (In Russian). *Biofizika*, 15 (6), 1090-1095.
- GUTH, L. and YELLIN, H. (1971) : The dynamic nature of the so-called "Fiber Types" of mammalian skeletal muscle. *Exp. Neurol.*, 31, (2), 277-300.
- GYDIKOV, A., KOSAROV, D. and TANKOV, N. (1972) : Studying the alpha motoneurone activity by investigating motor units of various sizes. *Electromyography*, 12 (2), 99-117.
- HAKANSON, C. H. (1956) : Conduction velocity and amplitude of the action potential as related to circumference in the isolated fibre of frog muscle. *Acta Physiol. Scand.*, 37, 14-34.
- HAKANSON, C. H. (1957) : Action potentials recorded intra and extracellularly from the isolated frog muscle fibre in Ringer's solution and in air. *Acta Physiol. Scand.*, 39, 291-312.
- HALAS, E. S., KALBFLEISCH, E. W., OLSON, D. O. and WALKER, J. L. (1971) : Frequency and amplitude analysis of multiple unit activity with digital output. *Physiol. and Behavior*, 7 (2), 277-280.
- HALLIDAY, A. M. and REDFEARN, J. W. T. (1956) : An analysis of the frequency in finger tremor in healthy subjects. *J. Physiol.*, 134, 600-611.
- HALLIDAY, A. M. and REDFEARN, J. W. T. (1958) : Finger tremor in tabetic patients and its bearing on the mechanism produced the rhythm of physiological tremor. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat.*, 21, 101-108.

- HARRISON, V. F. and MORTENSEN, O. A. (1962) : Identification and voluntary control of single motor unit activity in the tibialis anterior muscle. *Anát. Rec.*, 144, 109-116.
- HELMHOLTZ, H. (1853) : Uber einige Gesetze der Verteilung elektrischer Ströme in körperlichen Leitern mit Anwendung auf die Huerischelektrischen Versuche. *Ann. Physik. u. Chemie*, 89, 211-233.
- HENATSCH, H. D., SCHULTE, F. J. and BUSCH, G. (1959) : Wandelbarkeit des tonisch - phasischen Reaktionstypen einzelner Extensor - Motoneurone bei variation ihrer Antriebe. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.*, 270, 161-173.
- HENDLER, E. and SANTA-MARIA, L. J. (1961) : Response of subjects to some conditions of a simulated orbital flight pattern. *Aerosp. Med.*, 32, 126-133.
- HENN, V. and COHEN, B. (1972) : Eye muscle motor neurons with different functional characteristics. *Brain Res.*, 45, 561-568.
- HENNEMAN, E. (1957) : Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126, 1345.
- HENNEMAN, E. and OLSON, C. B. (1965) : Relations between structure and function in the design of skeletal muscles. *J. Neurophysiol.*, 28, 581-598.
- HENNEMAN, E., SOMJEN, G. and CARPENTER, D. O. (1965) : Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.*, 28, 560-580.
- HENNEMAN, E., SOMJEN, G. and CARPENTER, D. O. (1965) : Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *J. Neurophysiol.*, 28, 599-620.
- HERBERTS, P. (1969) : Myoelectric signals in control of prostheses studies on arm amputees and normal individuals. *Acta Orthop. Scand.*, Suppl. 124, 1 vol., 83 p.
- HERING, H. E. (1898) : Beitrag zur experimentelle Analyse coordinierte Bewegungen. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.*, LXX, 559-623.
- HICKEY, J. C., WOELFEL, J. B. and RINEAR, L. (1957) : The influence of overlapping electrical fields on the interpretation of electromyograms. *J. Pros. Den.*, 7, (2), 273-281.

- HILL, A. V. (1938) : The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proc. Roy. Soc. B., 126, 136-195.
- HOEFER, P. F. A. and PUTNAM, T. J. (1940) : Action potentials of muscles in rigidity and tremor. Arch. Neurol. Psychiat., 43, 704-725.
- HOEPKE, H. (1949) : Das Muskelspiel des Menschen. Piscator ed., Stuttgart.
- HOFF, H. E. and GRANT, R. S. (1944) : The supernormal period in the recovery cycle of motoneurons. J. Neurophysiol., 7, 305-322.
- HUFSCHMIDT, H. J. (1959) : Zur funktionellen organization der motorischen Einheiten eines Muskels. Deut. Zschr. Nervenheilk., 178, 583-613.
- HULTBORN, H. (1972) : Convergence on interneurons in the reciprocal I_a inhibitory pathway to motoneurons. Acta Physiol. Scand. Suppl. 375, 42 p.
- INMAN, V. T., RALSTON, H. J., SAUNDERS, J. B., FEINSTEIN, B. and WRIGHT, E. W. (1952) : Relation of human electromyogram to muscular tension. E. E. G. Clin. Neurophysiol., 4, 187-194.
- INMAN, V. T., SAUNDERS, J. B. and ABBOTT, L. C. (1944) : Observations on the function of the shoulder joint. J. Bone Jt. Surg., 26-A, 1-30.
- I P., M. C. and CHANG, K. J. F. (1968) : A study on the radial supply of the human brachialis muscle. Anat. Rec. 162 (3), 363-372.
- JALAVISTO, E., LIUKKONEN, L., REENPAA, Y. und WILSKA, A. (1938) : Spannungsempfindung, Muskelspannung und motorische Impulsfrequenz bei dem unbeanspruchten Muskel und beim Kohnstamm. Matthaeschen Phänomen. Skand. Arch. Physiol., 79, 39-62.
- JARCHO, L. W., VERA, C. L., McCARTHY, C. G. and WILLIAMS, P. M. (1958) : The form of motor unit and fibrillation potentials. E. E. G. Clin. Neurophysiol., 10, 527-540.
- JASPER, H. H. (1946) : The rate of reinnervation of muscle following nerve injuries in man, as determined by the electromyogram. Trans. Roy. Soc. Canada, 40, 82-92.
- JASPER, H. H. and BALLEM, G. (1949) : Unipolar electromyograms of normal and denervated human muscle. J. Neurophysiol. 4, 232-244.
- JENNEKENS, F. G. I., TOMLINSON, B. E., and WALTON, J. N. (1971) : Data on the distribution of fibre types in five human limb muscles. An autopsy study. J. Neurological Sc. 14 (3), 245.

- JOHNS, R. J. (1960) : Microelectrode studies of muscle membrane potentials in man. *Neuromuscular Disorders Res. Publ. Ass. New. Ment. Dis.*, 38, 704.-
- JONSSON, B. (1967) : Wire electrodes in Electromyographic Kinesiology. *Biomechanics I*, 1 st Int. Seminar Zurich, 123-127.
- JONSSON, B. and BAGDE, V.E. (1968) : Displacement, deformation and fracture of wire electrodes for electromyography. *Electromyography*, 8, 329-347.
- JONSSON, B. and KOMI, P.V. (1973) : Reproducibility problems when using wire electrodes in electromyographic kinesiology. In "New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology," J.E. DESMEDT ed. Karger , Basel , vol. 1, 540-546.
- JONSSON, B., OMFELDT, M. and RUNDGREN, A. (1968) : Discomfort from the use of wire electrodes for electromyography. *Electromyography*, 8, (1), 5-17.
- JONSSON, B. and REICHMANN, S. (1969) : Displacement and deformation of wire electrodes in electromyography. *Electromyography*, 9(2), 201-211.
- KADEFORS, R., PETERSEN, I. and BROMAN, H. (1973) : Spectral analysis of events in the electromyogram. In "New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology " J.E. DESMEDT ed., Karger, Basel, vol. 1, 628-637.
- KAHN, A., (1964) : Fundamentals of biopotentials and their measurement *Amer. J. Pharm. Educ.*, 28, 805-814.
- KAISER, E., KADEFORS, R., MAGNUSSON, R. and PETERSEN, I. Myo- electric signals for prosthesis control. *Medicinisk Teknik, Medicoteknik*, 1, 14-42.
- KAPANDJII, I. A. (1963) : Physiologie articulaire. Fasc. I. Membre Supérieur. Librairie Maloine - Paris - 1 vol. 205 p.
- KAWAKAMI, M. (1955) : Training effect and electromyogram. Spatial distribution of spike potentials. *Jap. J. Physiol.*, 5, 1 - 8.
- KERNELL, D. (1965) : The adaptation and the relation between discharge frequency and current strength of cat lumbosacral motoneurons stimulated by long lasting injected currents. *Acta Physiol. Scand.*, 65, 65-73.

- KERNELL, D. (1966) : Input resistance, electrical excitability and size of ventral horn cells in cat spinal cord. *Science*, 152, 1637-1640.
- KINNARD, M. A. and MAC LEAN, P. D. (1967) : A platinum micro-electrode for intracerebral exploration with a chronically fixed stereotaxic device. *E.E.G. Clin. Neurophysiol.*, 22, 183-186.
- KNOWLTON, G. C., HINES, T. F. KEEVER, K. N. and BENNET, R. L. (1956) : Relation between electromyographic voltage and load. *J. Appl. Physiol.*, 9, 473-476.
- KOMI, P. V. (1973) : Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In "New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology", J. E. DESMEDT ed., Karger, Basel, vol. 1, 596-606.
- KOTZ, Y. M. (1969) : Supraspinal control of the segmental centres of muscles antagonists in man. I. Reflex excitability of the motor neurones of muscles antagonists in the period of organization of voluntary movement. *Biofizika*, 14, 167-172.
- KRAMER, H., BRAUER, D. und KUCHLER, G. (1972) : Über die Zuverlässigkeit elektromyographischer Messungen mittels Oberflächenelektroden. *Acta biol. med. germ.*, 29, 381-388.
- KRAMER, H., FRAUENDORF, H. und KUCHLER, G. (1972) : Die Beeinflussung des mittels Oberflächenelektroden abgeleiteten Elektromyogramms durch ableit technische Variablen. *Acta biol. med. germ.*, 28, 489-496.
- KREIFELDT, J. G. (1971) : Signals versus noise characteristics of filtered EMG used as a control source. *IEEE Trans. Biomed. Engng.*, 18, 16-22.
- KRNJEVIC, K. and MILEDI, R. (1958) : Motor units in the rat diaphragm. *J. Physiol.*, London, 140, 427-439.
- KUBOTA, K. and OSHIMA, T. (1959) : Effects of gamma blocking on muscular activity and their relation to myasthenic state. *Neurologia medico-chir.*, 1, 171-179.
- KUGELBERG, E. and SKOGLUND, C. J. (1946) : Responses of single human motor units to electrical stimulation. *J. Neurophysiol.*, 9, 391-398.
- KURODA, E., KLISSOURAS, V. and MILSUM, J. H. (1970) : Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. *J. Appl. Physiol.*, 29 (3), 359-367.

- LANDAU, W. M. (1951) : Comparison of different needle leads in EMG recording from a single site, *E. E. G. Clin. Neurophysiol.*, 3, 163-169.
- LAPICQUE, L. (1923): Sur l'interprétation des électromyogrammes. *J. Rad. Elec.* Juin, 249-253.
- LESTIENNE, F. (1971) : Contribution à l'étude du mouvement dirigé. Analyse quantitative de la coordination agoniste-antagoniste. Thèse 3ème cycle, Lille, 1 vol. 123 p.
- LINDSLEY, D. B. (1935) : Electrical activity of human motor units during voluntary contraction. *Amer. J. Physiol.* 114; 90-99.
- LIPPOLD, O. C. J. (1952) : The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J. Physiol.*, London, 117, 492-499.
- LIPPOLD, O. C. J. (1967) : Manual of Psychophysiological Methods. North-Holland Publ. Co. Amsterdam, 1 vol. 297 p.
- LIPPOLD, O. C. J. REDFEARN, J. W. T. and VUCO, J. (1957) : The rythmical activity of groups of motor units in the voluntary contraction of muscle. *J. Physiol.*, 137, 473-487.
- LIPPOLD, O. C. J. REDFEARN, J. W. T. and VUCO (1959) : The frequency analysis of tremor in normal and thyrotoxic subjects. *Clin. Sci.*, 18, 587-595.
- LIVINGSTON, R. B., PAILLARD, J., TOURNAY, A. et FESSARD, A. (1951): Plasticité d'une synergie musculaire dans l'exécution d'un mouvement volontaire chez l'homme. *J. Physiol.*, Paris, 43, 605-619.
- LONG, C. BROWN, M. E. and WEISS, G. (1960) : An electromyographic study of the extrinsic-intrinsic kinesiologie of the hand; preliminary report. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, 41, 175-181.
- LORENTE DE NO, R. (1947) : A study of nerve physiology chapter XVI: Analysis of the distribution of action currents of nerve, in volume conductors. *Studies from the Rockefeller Institute for Medical Research*, 132, 384-477.
- LUNDBERG, A. (1969) : Convergence of excitatory and inhibitory action on interneurons in the spinal cord. In "The Interneuron", M. A. B. BRAZIER ed. University of California Press, Los Angeles, 231-265.
- MAC COMAS, A. J. et MROZEK, K. (1969) : An in vivo microelectrode study of muscle fibres in normal subjects and in patients with myotonia. In "Muscles Diseases", WALTON, ed., Excerpta Medica, Amsterdam, 151-158.

- MAC CONAILL, M. A. (1946) : Some anatomical factors affecting the stabilizing functions of muscles. *Irish, J. M. Sc.*, 6, 160-164.
- MAC CONAILL, M. A. (1949) : The movements of bones and joints, 2. Function of the musculature. *J. Bone and Jt. Surg.*, 31-B, 100-104.
- MAC CONAILL, M. A. and BASMAJIAN, J. V. (1969) : Muscles and Movements (basis for human kinesiology). The Williams and Wilkins Company Baltimore, 1 vol., 325 p.
- MAC GREGOR, A. L. (1950) : Synopsis of surgical anatomy. Williams and Wilkins Co., Baltimore.
- MAC LEOD, W. D. (1973) : EMG Instrumentation in Biomechanical studies : Amplifiers, Recorders and Integrators. In "New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology. J. E. DESMEDT ed., Karger, Basel, vol. 1, 511-518.
- MAC PHEDRAN, A. M., WUERKER, R. B. and HENNEMAN, E. (1965) : Properties of motor units in a homogeneous red muscle (soleus) of the cat. *J. Neurophysiol.*, 28, 71-84.
- MAGORA, A. and GONEN, B. (1970) : Computer analysis of the shape of spike from electromyographic interference pattern. *Electromyography* 10 (3), 261-271.
- MAREY, J. (1868) : *Du mouvement dans les fonctions de la vie*. Baillière, Paris.
- MAREY, J. (1886) : *Etude de la locomotion animale*. Ass. franc. Avanc. Sci., 1-26.
- MAREY, J. (1894) : Le mouvement. Masson, Paris.
- MARGARIA, R. (1946) : The rhythm of activity of motor neurones (An interpretative hypothesis of the EEG). *Arch Neerl. de Physiol. de l'homme et des animaux.*, 28, 399-407.
- MARGARIA, R. (1959) : La fréquence limite dans le système nerveux central. *Actual Neurophysiol.*, Paris, 1, 125-135.
- MASLAND, W. S., SHELDON, D. and HERSHEY, C. D. (1969) : Stochastic properties of individual motor unit interspike interval. *Amer. J. Physiol.* 217 (5), 1384-1388.

- MASON, R. R. and MUNRO, R. R. (1969) : Relationship between EMG potentials and tension in abduction of the little finger. *Electromyography*, 9 (2), 185-199.
- MATON, B. (1973) : Influence du temps d'integration sur la relation entre l'EMG de surface intégré et la force au cours de la contraction isométrique-isotonique. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 13, 307-318.
- MENDELL, L. M. and HENNEMAN, E. (1971) : Terminals of single I_a fibers: location, density and distribution within a pool of 300 homonymous motoneurons. *J. Neurophysiol.*, 34, 171-187.
- MILNER-BROWN, H. S., STEIN, R. B. and YEMM, R. (1973) : The contractile properties of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol., London*, 228, 285-306.
- MILLNER-BROWN, H. S., STEIN, R. B. and YEMM, R. (1973) : Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *J. Physiol., London*, 230, 371-390.
- MILNER-BROWN, H. S., STEIN, R. B. and YEMM, R. (1973) : The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. *J. Physiol., London*, 359-370.
- MISHELEVICH, D. J. (1969) : Repetitive firing to current in cat motoneurons as a function of muscle unit twitch type. *Exp. Neurol.*, 25, (3), 401-409.
- MONOD H. (1956) : Contribution à l'étude du travail statique. Thèse Doct. Med. Paris, 1 vol., 124 p.
- MONOD, H. et POTTIER, M (1967) : Les adaptations respiratoires et circulatoires du travail musculaire. In "Physiologie du Travail" J. SCHERRER, Masson et C°, Paris, vol. 1, 209-291.
- MORIOKA, M. (1964) : Some physiological responses to the static muscular exercise. *Rep. of the Institute for Science of Labour*, 63, 6-24.
- MURAKAMI, M., WATANABE K. and TOMITA, T. (1961) : Effect of impalement with a micropipette on the local cell membrane. Study by simultaneous intra- and extracellular recording from the muscle fiber and giant axon. *Jap. J. Physiol.*, 11, 80-88.
- MURATA, F. and OGATA, T. (1969) : The ultrastructure of neuromuscular junctions of human red, white, and intermediate striated muscle fibers. *Tohoku J. exp. med.*, 99, 289-301.

- NORRIS, F.H. (1962) : Unstable membrane potential in human myotonic muscle. E.E.G. Clin. Neurophysiol., 14, 197-201.
- NORRIS, F.H. and GASTEIGER, E. L. (1955) : Action potentials of single motor units in normal muscle. E.E.G. Clin. Neurophysiol., 7, 115-126.
- NORRIS, F.H. and IRWIN, R. L. (1961) : Motor unit area in a rat muscle. Amer. J. Physiol. 200, 944-946.
- OGATA, T. and MURATA, F. (1969) : Cytological features of three fiber types in human striated muscle. Tohoku J. exp. Med., 99, 225-245.
- OLSON, C.B., CARPENTER, D.O. and HENNEMAN, E. (1968) : Orderly recruitment of muscle action potentials motor unit threshold and EMG amplitude. Arch. Neurol., 19, 591-597.
- ORTS LORCA, F. (1944) : Anatomia humana. Cientifica Medica ed., Barcelona, vol. 1, 220-222.
- PADYKULA, H. A. and GAUTHIER, G. F. (1967) : Morphological and Cytochemical characteristics of fiber types in normal mammalian skeletal muscle. In Exploratory concepts in Muscular Distrophy and related disorders. A. T. Milhorat ed., New-York. 117 - 131.
- PAILLARD, J. (1960) : The patterning of skilled movement. In "Handbook of Physiology, section I Neurophysiology", J. FIELD, H.W. MAGOUN and V.E. HALL ed., Amer. Physiol. Soc., Washington, 1679-1708.
- PARKER, T.G. (1968) : Simple method for preparing and implanting fine wire electrodes. Amer. J. Phys. Med. 47(5), 247-249.
- PATURET, G. (1951) : Traité d'anatomie humaine. MASSON ed., Paris, vol. 2 278-281.
- PAULY, J.E. (1966) : An electromyographic analysis of certain movements and exercices. I Some deep muscles of the back. Anat. Rec., 155, 223-234.
- PAULY, J.E., RUSHING J.L. and SCHEVING, L.E. (1967) : An electromyographic study of some muscles crossing the elbow joint. Anat. Rec., 159, 47-54.
- PERSON, R.S. (1963) : Problems in the interpretation of electromyograms. 1 - Comparison of electromyograms on recording with skin and needle electrodes. Biofizika, 8, (1), 82-89.

- PERSON, R. S. (1965) : Antagonistics muscles in human movements. Thesis, Acad. Sc. , USSR, HAYKA ed. , 1vol. , 113 p. (in russian).
- PERSON, R. S. and KUDINA, L. P. (1968) : Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. E. E. G. clin. Neurophysiol. , 25, 58-68.
- PERSON, R. S. and KUDINA, L. P. (1972) : Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. E. E. G. clin. Neurophysiol. ; 32, 471-483.
- PERSON, R. S. and KUSHNAREV, V. M. (1963) : Problems in the interpretation of the electromyogram. Biofizika, 8, 238-241.
- PERSON, R. S. and LIBKIND, N. S. (1970) : Simulation of electromyograms showing interference patterns. E. E. G. clin. Neurophysiol. , 28, 625-632.
- PERTUZON, E. (1972) : La contraction musculaire dans le mouvement volontaire maximal. Thèse Doctorat d'Etat, Lille, 1vol. , 208 p.
- PERTUZON, E. and BOUISSET, S. (1971) : Maximal velocity of movement and maximal velocity of muscle shortening. Biomechanics II, 2nd Int. Seminar, Eindhoven, 1969, Karger ed. , Bâle, 170-173.
- PETAJAN, J. H. and PHILIP, B. A. (1968) : Frequency control of motor unit action potentials. E. E. G. clin. Neurophysiol. , 27, 66-72.
- PETERSEN, I. and KUGELBERG, E. (1949) : Duration and form of action potential in the normal human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 12, 124-128.
- PIERCE, D. S. and WAGMAN, I. H. (1964) : A method of recording from single muscle fibers of motor units in human skeletal muscle. J. Appl. Physiol. , 19, 366-368.
- PIERROT-DESEILLIGNY, E. , LACERT, P. , et CATHALA, H. P. (1971) : Amplitude et variabilité des réflexes monosynaptiques avant un mouvement volontaire. Physiol. Behav. , 7, 495-508.
- PIPER, H. (1907) : Uber den willkürlichen Muskel tetanus. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol. , 119, 301-336.
- PIPER, H. (1909) : Verlauf und Theorie des Elektromyogrammes der Unterarmflexoren Arch. f. d. ges. Physiol. , 129, 145-163.
- PIPER, H. (1910) : Weitere Beiträge zur Kenntnis der willkürlichen Muskelkontraktion. Zeitschr. f. Biol. , 50, 504-534.
- PIPER, H. (1912) : Elektrophysiologie menschlicher Muskeln. Springer Verlag, Berlin, 1vol. , 167 p.

- PIPER, H. (1914) : Die Aktionströme der menschlichen Unterarmflexoren bei normalen Kontraktion und Ermüdung. *Arch. f. Anat. und Physiol.*, 55, 345-359.
- POLGAR, J. , JOHNSON, M. A. , WEIGHTMAN, D. , and APPLETON, D. (1973) : Data on fibre size in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.* , 19, 307-318.
- PORTER, R. (1972) : Relationship of the discharges of cortical neurones to movement in free-to-move monkeys. *Brain Res.* , 40, 39-43.
- PORTER, R. , LEWIS, M. McD. , and HORNE, M. (1971) : Analysis of patterns of natural activity of neurones in the precentral gyrus of conscious monkeys. *Brain Res.* , 34, 99-103.
- RACK, P. M. H. and WESTBURY, D. R. (1969) : The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J. Physiol.* , London, 204, 443-460.
- RANVIER, L. (1873) : Propriétés et structures différentes des muscles rouges et des muscles blancs, chez les lapins et chez les raies. *C. R. Acad. Sc.* , 77, 1030-1043.
- RAU, G. and VREDENBREGT, J. (1970) : Electromyographic activity during voluntary static muscle contractions. *I. P. O. Ann. Progr. Rep.* , 192, 1-15.
- REHN, H. (1921) : Electrophysiologie krankhaft veränderter Muskeln. *Dtsch. Zeitschr. f. Chirurg.* , 162, 155-161.
- REICHMANN, S. and JONSSON, B. (1967) : Contrast radiography with carbon dioxide for the location of intramuscular EMG electrodes. *Electromyography*, 7, 103-124.
- REID, G. (1949) : The rate of discharge of the extraocular motoneurones. *J. Physiol.* , London, 110, 217-225.
- RICHARDSON, A. T. (1951) : The analysis of muscle action potentials in the differential diagnosis of neuromuscular diseases. *Arch. Phys. Med.* , 32, 199-206.
- RIECKER, G. , BOLTE, H. D. , und Von BUBNOFF, M. (1963) : Ein Verfahren zur Messung von Einzelfaserpotentialen menschlicher Muskelzellen in situ. *Pflüger's Arch. f. ges. Physiol.* , 277, 231.

- ROMANUL, F. C. A. (1964) : Enzymes in muscle. I-Histochemical studies of enzymes in individual muscle fibers. Arch. Neurol. , 11, 355-369.
- ROSENFALCK, P. (1959) : Evaluation of the electromyogram by mean voltage recording. Med. Electronics. , Juin, 9-12.
- ROSENFALCK, P. (1969) : Intra and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibres. A physico-mathematical analysis of different models. Akademisk Forlag, Kobenhavn, 1vol. , 168p.
- ROSENFALCK, P. and BUCHTHAL, F. (1962) : Studies on the fibrillation potentials of denervated human muscle. E. E. G. clin. Neurophysiol. , Suppl. 22, 130.
- ROUVIERE, H. (1948) : Anatomie humaine descriptive et topographique. Masson, Paris, vol. 2, 112-113.
- SATO, M. (1963) : Electromyographical studies on skilled movement. J. Fac. Sc. Tokyo, II(4), 323-369.
- SATO, M. and TSURUMA, S. (1967) : A scope of the frequency analysis of the electromyogram. A. R. Phys. Educ. , 1, 7-28.
- SCHAFFER, H. (1920) : Beiträge zur Frage der autonomsche Innervation des Skelettmuskels. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol. , 185, 42.
- SCHANNE, F. J. and CHAFFIN, D. B. (1970) : The effects of skin resistance and capacitance coupling on EMG amplitude and power spectra. Electromyography, 10, 273-286.
- SCHERRER, J. (1963) : Physiologie de la musculature striée squelettique chez l'homme. In "Physiologie" vol. II, Ch. KAYSER ed. , Flammarion, Paris, 985-1025.
- SCHERRER, J. , BOURGUIGNON, A. et MARTY, R. (1957) : Evaluation électromyographique du travail statique. J. Physiol. , Paris, 49, 376-378.
- SCHERRER, J. et MONOD, H. (1960) : Le travail musculaire local et la fatigue chez l'homme. J. Physiol. , Paris, 52, 419-501.
- SCHWAN, H. P. (1963) : Determination in biological impedances. In "Physical Techniques in Biological Research", NASTUK ed. , Academic Press. , New-York, 323-406.
- SCHWAN, H. P. (1968) : Electrode polarization impedance and measurements in biological materials. Ann. New-York Acad. Sci. , 148, 191-209.
- SCOTT, R. N. (1965) : A method of inserting wire electrodes for electromyography. I. E. E. Trans. Bio. Med. Engng. , 12, 46-47.

- SHACKEL, B. (1958) : A rubber suction cup surface electrode with high electrical stability. *J. Appl. Physiol.*, 13, 153-158.
- SERRA, C. (1967) : Further data on the role of metabolic periphery on human motor unit activity. *Electromyography*, 7(1), 11-21.
- SEYFFARTH, H. (1940) : The behaviour of motor -units in voluntary contraction. *Skr. Norske Vidensk. Akad. I. Mat. Nat. Kl.*, 4, 63 p.
- SEYFFARTH, H. (1941) : The behaviour of motor units in healthy and paretic muscles in man. (Part II). *Acta Psychiatr. et Neurol.*, 16, 261-277.
- SHERRINGTON, C.S. (1925) : Remarks on some aspects of reflex inhibition. *Proc. Roy. Soc. B.*, 97, 519.
- SILVER, A. (1958) : Preparation of non polarizable electrodes; in Electronic apparatus for biological research. Butterworths scientific publications. London, I vol. 569-570.
- SIMONS, D.G. and ZUNIGA, E. N. (1970) : Effect of wrist rotation on the XY plot of averaged biceps EMG and isometric tension. *Amer. J. Phys. Med.*, 49(4), 253-256.
- SIMONSON, E. (1971) : Physiology of work capacity and fatigue. Charles C. Thomas Publisher Springfield. Illinois, 571 p.
- SMITH, O. C. (1934) : Action potentials from single motor units in voluntary contraction. *Amer. J. Physiol.* . 108, 629-638.
- SOMJEN, G. G. (1972) : A comment concerning the recruitment of motor units. In "Neurophysiology studied in man", G. G. SOMJEN ed., *Excerpta Medica*, Amsterdam, 343-344.
- SOMJEN, G.G. CARPENTER, D. O. and HENNEMAN, E. (1965) : Responses of motoneurons of different sizes to graded stimulation of supraspinal centers of the brain. *J. Neurophysiol.*, 28, 958.
- STANGL, K. G. (1959) : Unterdruck-Haftelektrode für elektromedizinische Zwecke. German Patent 1108820.
- STEPHENS, J. A. and TAYLOR, A. (1969) : Changes in electrical activity during fatiguing voluntary isometric contraction of human muscles. *J. Physiol.*, London, 207, 5-6P.
- STERN, J. T. (1971) : Investigations concerning the theory of "spurt" and "shunt" muscles. *J. Biomechanics*, 4, 437-453.

- SULLIVAN, W. E. , MORTENSEN, O. A. , MILES , M. , and GREENE, L. S. (1950) : Electromyographic studies of m. biceps brachii during normal voluntary movement at the elbow. *Anat. Rec.* , 107, 243-251.
- SUMITSUJI, N. , MATSUMOTO, K. , and KANEKO, Z. (1965) : A new method to study facial expression using electromyography. *Electromyography*, 5, 269-272.
- SUSHEELA, A. K. , and WALTON, J. N. (1969) : Note on the distribution of histochemical fibre types in some normal human muscles. A study on autopsy material. *J. Neurol. Sci.* , 8, 201-208.
- SZENTAGOTHAI, J. (1964) : Propriospinal pathways and their synapses. In "Progress in brain research, Organisation of the spinal cord" , J. C. ECCLES and J. P. SCHADE ed. , Elsevier, Amsterdam, vol. 11, 155-177.
- TANJI, J. and KATO, M. (1972) : Discharge of single motor units at voluntary contraction of abductor digiti minimi muscle in man. *Brain Res.* , 45, 590-593.
- TANJI, J. and KATO, M. (1973) : Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man. *Exper. Neurol.* , 40, 759-770.
- TANJI, J. and KATO, M. (1973) : Firing rate of individual motor units in voluntary contraction of abductor digiti minimi muscle in man. *Exper. Neurol.* , 40, 771-783.
- TARDIEU, G. , TARDIEU, C. , MONFRAIX, C. , GAGNARD, L. , et VELIN, J. (1963) : Etude critique de l'electromyographie comme méthode d'évaluation des infirmités motrices cérébrales. *Rev. Neurol.* , Paris, 108, 87-96.
- TOKIZANE, T. (1954) : Electromyographic study of human facial muscles. *Ochanomizu Med. J.* , 2, 1-14. (en japonais).
- TOKIZANE, T. (1955) : Functional differentiation of human skeletal muscle. *Kagaku*, 25, 229-233. (en japonais).
- TOKIZANE, T. , KAWAMATA, K. and TOKIZANE, H. (1952) : Electromyographic studies of the human respiratory muscles. Studies on the activity pattern of neuromuscular units. *Jap. J. Physiol.* , 2, 232-247.
- TOKIZANE, T. and SHIMAZU, H. (1964) : Functional differentiation of human skeletal muscle. University of Tokyo Press, 1vol. , 62 p.

- TRENDELENBURG, W. (1922) : Zur Methodik der Untersuchung. Zeitschr. f. Biol. 74, 113-121.
- TROUP, J. D. G. and CHAPMAN, A. E. (1972) : Analysis of the waveform of the electromyogram using the analyser described by FITCH (1967). Electromyography, 12, 326-346.
- TURSKY, B. (1964) : Integrators as measuring devices of bioelectric output. Clin. Pharmacol. Ther. 5, 887-892.
- VALLBO, A. B. (1971) : Muscle spindle response at the onset of isometric voluntary contraction in man Time difference between fusimotor and skeletomotor effects. J. Physiol., London, 218, 405-431.
- VON HARREVELD, A. (1946) : The structure of the motor units in the rabbit's m. sartorius. Arch. Neerl. Physiol., 28, 408.
- VREDENBREGT, J. (1966) : Suction cup electrodes for electromyography. I. P. O., Ann. Progr. Rep. 1, 137.
- VREDENBREGT, J. and KOSTER, W. G. (1966) : Some aspects of muscle mechanics in vivo. I. P. O. Ann. Progr. Rep. 1, 94-99.
- VREDENBREGT, J., KOSTER, W. G. et WESTHOFF, J. M. (1966) : The relation between the electromyographic activity, the force exerted and the length of the m. Biceps under static conditions. Acta Physiol. Pharmacol. Neerl. 14 (1), 94-99.
- WACHHOLDER, K. (1923) : Untersuchungen über die Innervation und Koordination der Bewegungen mit Hilfe der Aktionsströme. II Mitteilung : Die Koordination der Agonisten und Antagonisten bei den menschlichen Bewegungen. Pflüger's Archiv. f. d. ges. Physiol. 199, 625-650.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925) : Beiträge zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. II Mitteilung: Über die Form der Muskel-tätigkeiten bei der Ausführung einfacher willkürlicher Einzelbewegungen. Allgemeines. Die Agonisten. Pflügers Arch. f. d. Physiol. 209, 248-265.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925) : Beiträge zur physiologie der willkürlichen Bewegung. III Mitteilung. Über die Form der Muskel-tätigkeiten bei der Ausführung einfacher willkürlicher Einzelbewegungen. Die Antagonisten. Pflügers Arch. f. d. ges Physiol. 209, 266-285.

- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. IV-Mitteilung: Über die Form der Muskeltätigkeiten bei der Ausführung einfacher willkürlicher Einzelbewegungen. Die Synergisten. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 209, 286-300.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. V-Mitteilung: Vergleich der Tätigkeit verschiedener Faserbündel eines Muskels bei Willkürinnervation. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 210, 646-660.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1925) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. VI-Mitteilung: Über die Beziehungen der Agonisten und Synergisten und über die Genese der Synergistentätigkeit. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 210, 657-665.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1926) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. VII-Mitteilung: Willkürliche Haltungen. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 210, 657-665.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1926) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. VIII-Mitteilung: Über die Beziehungen verschiedener synergisch arbeitender Muskelteile und Muskeln bei willkürlichen Bewegungen. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 212, 666-675.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1926) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. IX-Mitteilung: Fortlaufende Hin- und Herbewegungen. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 214, 625-641.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1926) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. X-Mitteilung: Einzelbewegungen. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 214, 642-661.
- WACHHOLDER, K. und ALTENBURGER, H. (1927) : Beitrage zur Physiologie der willkürlichen Bewegung. XI-Mitteilung: Über die Genese der Antagonistentätigkeit. Pflüger's Arch. f. d. ges. Physiol., 215, 622-626.
- WAGMAN, J. H., PIERCE, D. S., and BURGER, R. E. (1965) : Proprioceptive influence in volitional control of individual motor units. Nature, London, 207, 957-958.

- WAGNER, R. (1925a) : Uber die Zusammenarbeit der Antagonisten bei der Willkürbewegung. I Mitteilung: Abhängigkeit von mechanischen Bedingungen. Zeitschr. f. Biol., 83, 59-93.
- WAGNER, R. (1925b) : Uber die Zusammenarbeit der Antagonisten bei der Willkürbewegung. II-Mitteilung: Gelenkfixierung und versteifte Bewegung. Zeitschr. f. Biol., 83, 120-144.
- WALTON, J. N. (1952) : The electromyogram in myopathie: Analysis with the audiodfrequency spectrometer. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat., 15, 219-226.
- WANI, A. M. and GUHA, S. K. (1974) : Summation of fibre potentials and the EMG-Force relationship during the voluntary movement of the forearm. Med. Biol. Engng., 12, 174-180.
- WARMOLTS, J. R. and ENGEL, W. K. (1973) : Correlation of motor unit behaviour with histochemical myofiber type in humans by open-biopsy electromyography. In "New Developments in Eléctromyography and Clinical Neurophysiology J. E. DESMEDT, KARGER, BASEL, vol. 1, 35-40.
- WEDDEL, G. FEINSTEIN, B. and PATTLE, R. E. (1944) : The electrical activity of voluntary muscle in man under normal and pathological conditions. Brain, 67, 178-257.
- WEINMANN, J. and MAHLER, J. (1964) : An analysis of electrical properties of metal electrodes. Med. Biol. Engng. 2, 299-310.
- WELLS, K. (1950) : Kinesiology. Philadelphia and London, 222 p.
- WILKIE, D. R. (1950) : The relation between force and velocity in human muscle. J. Physiol., London, 110, 249-280.
- WILLISON, R. G. (1963) : A method of measuring motor unit activity in human muscle. J. Physiol., 168, 35-36
- WILLISON, R. G. (1964) : Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 27, 386-394.
- WINSLOW, J. B. (1732) : Exposition anatomique de la structure du corps humain. G. DESPREZ ed., Paris, 1 vol., 740 p.
- WOLBARSH, M. L. and WAGNER, H. G. (1960) : Glass-insulated platinum microelectrode. Science, 132, 1309-1310.

- WRIGHT S. (1952) : Applied Physiology Oxford Univ. Press., London, 1 vol. 1190 p.
- WUERKER R. B., Mc PHEDRAN A. M. and HENNEMAN, E. (1965) : Properties of motor units in a heterogeneous pale muscle (M. Gastrocnemius) of the cat., J. Neurophysiol. 28 85-99.
- YELLIN, H. (1967) : Neurol. regulation of enzymes in muscle fibers of red and white muscle. Exp. Neurol., 19, (1), 92-103.
- ZUNIGA E. N. and SIMONS, D. G. (1969) : Non linear relationship between averaged EMG potential and muscle tension in normal subjects. Arch. Phys. Med. Rehabil. (U. S. A.) 50 (11) 613-620.