

## **Contribution des Muscles Biceps Brachii et Pronator Teres à l'Effort de Prono-Supination II. Travail Dynamique\***

J. van Hoecke, C. Pérot et F. Goubel

Département de Génie Biologique, Université de Technologie,  
B.P. 233, F-60206 Compiègne, France

### **Contribution of the Biceps Brachii and Pronator Teres Muscles to the Efforts of Pronation or Supination II. Dynamic Work**

**Summary.** The electrical activity of the biceps brachii and pronator teres muscles is studied through the prono-supination of the forearm in some anisometrical conditions (dynamic work) when the inertia of the mobile system and the elbow position are being varied. The subjects are required to perform pronation, supination and flexion movements, either isolated or combined.

From the findings obtained when the integrated electrical activity ( $Q$ ) is related to the mechanical work ( $W$ ), one can conclude that

- a. the  $Q$ - $W$  linear relationship seems to characterize the chief function of a muscle,
- b. the slope of the  $Q$ - $W$  relationship depends on the elbow position,
- c. the pronator muscles do not inhibit in a selective manner the biceps supinating function. So a bifunctional muscle seems to act as a whole.

**Key words:** Prono-supination – Bifunctional muscle – Integrated EMG – Mechanical work.

**Résumé.** L'activité électrique des muscles biceps brachii et pronator teres est étudiée au cours de la prono-supination de l'avant-bras dans des conditions anisométriques (travail dynamique) en faisant varier l'inertie du système mobile et la position du coude. Les épreuves consistent en des mouvements de pronation, de supination et de flexion, isolés ou associés.

Des résultats obtenus en reliant l'activité électrique intégrée ( $Q$ ) au travail mécanique ( $W$ ), il ressort que

- a. la relation linéaire  $Q$ - $W$  semble caractériser la fonction primordiale d'un muscle,

\* Recherche effectuée au Laboratoire de Physiologie Générale de l'Université de Lille I, avec l'aide de la DGRST (contrat n° 74-7-0837)

- b. la pente de la relation  $Q-W$  est fonction de la position du coude,
- c. les muscles pronateurs n'inhibent pas sélectivement la fonction supinatrice du biceps brachii. Un muscle difonctionnel paraît donc se comporter comme un tout.

**Mots clefs:** Prono-supination — Muscle difonctionnel — EMG intégré — Travail mécanique.

La relation linéaire liant l'activité électrique intégrée d'un muscle ( $Q$ ) au travail mécanique effectué au cours du mouvement volontaire ( $W$ ) apparaît comme très générale (Bouisset et Goubel, 1973). Ainsi, en ce qui concerne le biceps brachii, la proportionnalité  $Q-W$  a pu être établie au cours de mouvements, de flexion isolés (Goubel et Bouisset, 1967), de flexion-extension (Cnockaert, 1972) et de flexion associés au maintien du poignet en position de pronation ou de supination (Goubel et Lestienne, 1974).

On se propose d'examiner ici, au cours de contractions anisométriques anisotoniennes de pronation et de supination («*travail dynamique*»), la validité de la relation  $Q-W$  au niveau du biceps brachii (muscle supinateur) et du pronator teres (muscle pronateur). De plus, l'association de mouvements de pronation et de supination à des mouvements de flexion est envisagée, afin de solliciter simultanément et dans des conditions dynamiques les deux fonctions du biceps.

## Technique et Protocole

Comme en section I, le dispositif de reproduction du mouvement de prono-supination est fixé sur un support mobile permettant d'effectuer simultanément un mouvement de flexion du coude. Des masses d'acier circulaires peuvent être emboîtées à l'intérieur du dispositif, ce qui permet de faire varier le moment d'inertie du système.

Les variations des déplacements angulaires sont obtenues, pour le mouvement de flexion, par un potentiomètre assujéti à l'axe de rotation du coude et, pour le mouvement de pronation ou de supination, par un second potentiomètre lié élastiquement au dispositif de reproduction du mouvement (v. fig. 1, section I). Les caractéristiques de ces potentiomètres — notamment leur faible résistance équivalente de bruit — rendent possible l'obtention des vitesses angulaires par différenciation continue des signaux déplacement correspondants.

Les méthodes de détection et d'intégration des EMG globaux du biceps et du pronator teres sont identiques à celles décrites en section I et l'ensemble des variables mécaniques et électromyographiques est dirigé vers un enregistreur photographique Schlumberger.

Deux types d'expérimentation sont envisagés:

- a. des épreuves dynamiques portant sur des mouvements isolés unidirectionnels de pronation ( $P$ ) et de supination ( $S$ ) contre différentes inerties et pour différentes positions de l'articulation du coude;

- b. des épreuves dynamiques comprenant des mouvements isolés de flexion seule ( $F$ ) et de flexion associée soit à un mouvement de supination ( $F + S$ ) soit à un mouvement de pronation ( $F + P$ ).

Pour chacune de ces situations expérimentales, cinq sujets au moins sont examinés. Les limites d'amplitude des mouvements sont figurées par des traits verticaux sur l'écran d'un oscilloscope recevant le signal déplacement angulaire. Les sujets peuvent ainsi contrôler l'excursion angulaire mais plutôt que de la respecter scrupuleusement, leur attention est surtout attirée par la nécessité d'une exécution continue du mouvement et d'une décontraction musculaire préalable.

Dans les situations ( $S$ ) et ( $P$ ), l'amplitude des mouvements est limitée à  $\pm 40^\circ$  de part et d'autre de la position de semi-pronation. Les sujets effectuent leurs mouvements d'abord à vitesse spontanée puis, sur indications de l'expérimentateur, à des vitesses plus lentes et plus rapides. En moyenne, cinq gammes de vitesse sont explorées. Pour chaque gamme de vitesse, une trentaine de pronations et de supinations sont enregistrées. L'ensemble de ce protocole est appliqué pour différentes conditions d'inertie, à savoir l'inertie du système mobile sans surcharge ( $I_0$ ) d'une part et, d'autre part, l'application de masses additionnelles de 500 g ( $I_{0,5}$ ), 1 kg ( $I_1$ ), 1,5 kg ( $I_{1,5}$ ) et 2 kg ( $I_2$ ). Enfin, toutes ces épreuves sont réalisées à différents angles de flexion du coude ( $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  et  $135^\circ$  comptés à partir de l'extension complète).

Dans les situations ( $F + S$ ) et ( $F + P$ ), les mouvements de supination ou de pronation sont effectués dans les mêmes conditions d'amplitude, d'inertie ou de gammes de vitesse que celles qui viennent d'être exposées. Le sujet a pour consigne d'exécuter simultanément les deux mouvements et, pour simplifier sa tâche, il lui est demandé d'augmenter ou de diminuer à la fois les vitesses de rotation du poignet et de flexion du coude. Les mouvements de flexion ont une amplitude limitée à  $30^\circ$  à partir de la position d'équilibre de l'articulation du coude ( $75^\circ$  comptés à partir de l'extension complète, d'après Pertuzon et Lestienne, 1973).

Dans la situation ( $F$ ), les limites d'amplitude sont identiques, la main est en semi-pronation et trois séries d'une dizaine de mouvements sont exécutées à des vitesses spontanées, lentes et rapides.

Pour chaque type d'expérimentation, un temps de repos d'environ deux minutes est ménagé entre chaque exercice afin d'éviter l'apparition d'une fatigue musculaire.

## Résultats

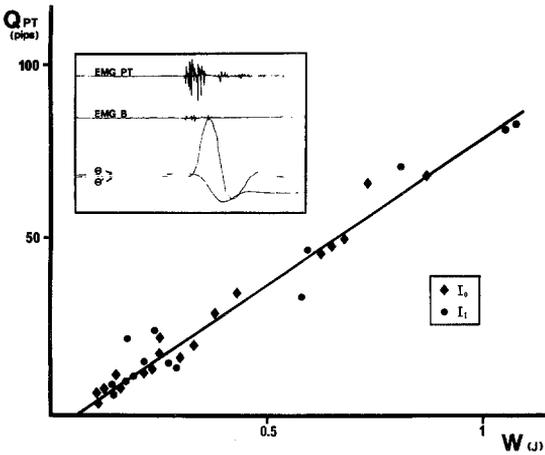
### 1. Mouvements ( $P$ ) et ( $S$ )

Les résultats concernent l'activité électrique intégrée du biceps ( $Q_B$ ) ou du pronateur ( $Q_{PT}$ ) pendant la phase d'établissement du maximum de vitesse ( $V$ ) du mouvement considéré. A  $Q_B$  ou  $Q_{PT}$ , on associe la valeur du travail mécanique effectué ( $W$ ).  $W$  est exprimé en termes de variation d'énergie cinétique ( $\frac{1}{2}IV^2$ ), ce qui nécessite, outre la mesure de  $V$ , l'appréciation de  $I$ , moment d'inertie du système mobile.

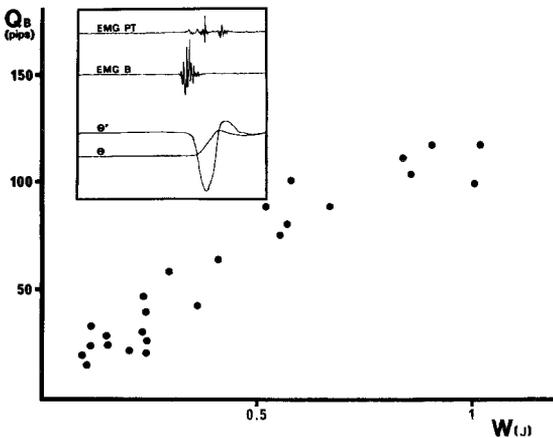
[Dans les situations ( $P$ ) et ( $S$ ),  $I$  représente la somme des moments d'inertie, selon l'axe de rotation du poignet, du système mécanique et du segment corporel (avant-bras + main). Le moment d'inertie du système mécanique est calculé, pour chaque masse additionnelle, au cours de mouvements uniformément accélérés. Le moment d'inertie du segment corporel est évalué en assimilant l'avant-bras et la main à un solide homogène de forme géométrique simple et en utilisant les données anthropométriques de Cnockaert et Pertuzon (1970). On obtient ainsi, selon les sujets, des valeurs qui se situent entre 0,0012 et 0,0017 kg · m<sup>2</sup>. Dans les situations ( $F$ ), ( $F + P$ ) et ( $F + S$ ), on évalue le travail de flexion. Dans ces conditions, le moment d'inertie du système mécanique est calculé, pour chaque masse additionnelle, selon l'axe de rotation du coude et le moment d'inertie du segment corporel est calculé à partir des données de Bouisset et Pertuzon (1968)].

Quels que soient l'inertie et l'angle de flexion considérés, les résultats font apparaître, pour les mouvements de pronation, l'existence d'une relation linéaire entre  $Q_{PT}$  et le travail mécanique. La pente de ces relations  $Q-W$  n'est pas affectée par la valeur de l'inertie puisque, pour un angle de flexion donné, l'ensemble des points expérimentaux peut être regroupé sur un même graphique (fig. 1), la dispersion-testée par le coefficient  $r$  de Bravais-Pearson-restant très faible ( $0,92 < r < 0,98$  pour  $N \simeq 30$ ).

En ce qui concerne les mouvements de supination, l'invariabilité des coefficients des relations  $Q-W$  en fonction de l'inertie se retrouve mais, pour la majorité des



**Fig. 1.** Relation EMG intégré-travail mécanique: Mouvement de pronation. Le graphique a été établi à partir des résultats obtenus sur un sujet, dans deux conditions d'inertie (sans surcharge:  $I_0$  et avec une masse additionnelle de 1 kg:  $I_1$ );  $Q_{PT}$ : EMG intégré du pronator teres (en pips);  $W$ : travail mécanique de pronation (en joules). En cartouche: tracés expérimentaux d'un mouvement de pronation effectué à vitesse rapide (EMG. *PT* et EMG. *B*: électromyogrammes globaux du pronator teres et du biceps;  $\theta'$ : vitesse angulaire;  $\theta$ : déplacement angulaire)



**Fig. 2.** Relation EMG intégré-travail mécanique: Mouvement de supination. Le graphique a été établi à partir des résultats obtenus sur un sujet, dans une condition d'inertie (masse additionnelle de 500 g).  $Q_B$ : EMG intégré du biceps (en pips);  $W$ : travail mécanique de supination (en joules). En cartouche: tracés expérimentaux d'un mouvement de supination effectué à vitesse rapide (les symboles sont identiques à ceux de la figure 1)

sujets,  $Q_B$  est lié à  $W$  par une relation dont le caractère de curvilinéarité est indéniable (fig. 2): à partir d'un certain niveau de travail, l'augmentation de  $W$  se poursuit sans que  $Q_B$  soit l'objet de variations notables.

A la fois dans les situations (*P*) et (*S*) on remarque, de plus, que l'angle de flexion affecte la pente de la relation  $Q$ - $W$ : pour une valeur donnée de  $W$ ,  $Q$  augmente avec l'angle de flexion (fig. 3). Les coefficients angulaires des relations correspondant aux quatre angles de flexion envisagés ici sont significativement différents ( $P < 0,05$ ).

Enfin, il convient de signaler quelques aspects qualitatifs du comportement du biceps et du pronator teres. Lorsqu'ils sont agonistes du mouvement requis, l'un et l'autre ont un comportement classique et identique: activité faible et continue pour des mouvements lents, devenant phasique pour des mouvements effectués à vitesse

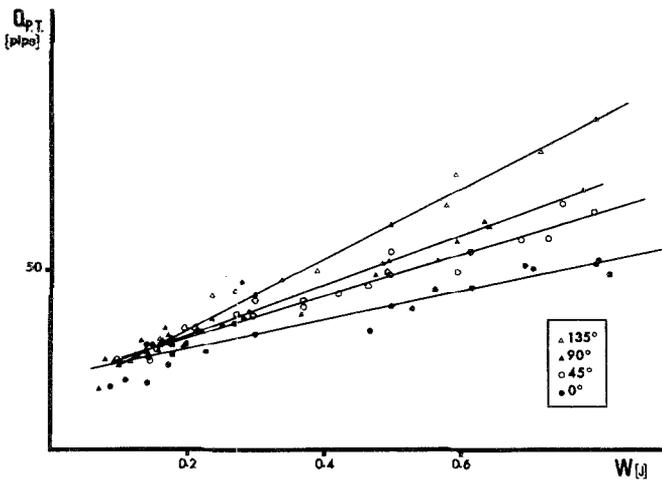


Fig. 3. Influence de l'angle de flexion sur la pente de la relation EMG intégré-travail mécanique. Le graphique a été établi à partir des résultats obtenus sur un sujet au cours de mouvements de pronation effectués à quatre angles de flexion différents et dans une condition d'inertie (masse additionnelle de 1 kg).  $Q_{PT}$ : EMG intégré du pronator teres (en pips);  $W$ : travail mécanique de pronation (en joules); 0°, 45°, 90°, 135° angles de flexion du coude comptés à partir de l'extension complète

moyenne ou rapide. Par contre, lorsqu'ils sont antagonistes du mouvement requis, leur participation au freinage du mouvement est différente. En effet, le pronator teres participe au freinage de la supination d'une façon tout à fait classique: silencieux pur des mouvements très lents, puis de plus en plus actif en fonction de la vitesse du mouvement jusqu'à observer un recouvrement partiel des activités de l'agoniste et de l'antagoniste pour des vitesses rapides. Mais il n'en est pas de même du biceps qui ne semble pas participer activement au freinage de la pronation, sauf lorsque celle-ci est très rapide, biceps et pronator teres présentent alors une activité simultanée du type co-contraction.

## 2. Mouvements ( $F + S$ ), ( $F + P$ ), et ( $F$ )

Pour chacun de ces trois types de mouvements, on associe l'activité électrique intégrée du biceps ( $Q_B$ ) au travail mécanique de flexion ( $W$ ). Les relations obtenues peuvent être considérées comme linéaires dans les situations ( $F$ ) et ( $F + P$ ) ( $0,90 < r < 0,99$  pour  $N \simeq 20$ ), les coefficients angulaires étant significativement différents ( $P < 0,01$ ).

Dans la situation ( $F + S$ ), la dispersion des points expérimentaux ne permet pas de conclure sur l'allure de la relation. Quoiqu'il en soit, il apparaît que, pour une valeur donnée de  $W$ , la valeur de  $Q_B$  est de plus en plus élevée lorsque l'on passe successivement des situations ( $F + P$ ) à ( $F$ ) et à ( $F + S$ ) (fig. 4).

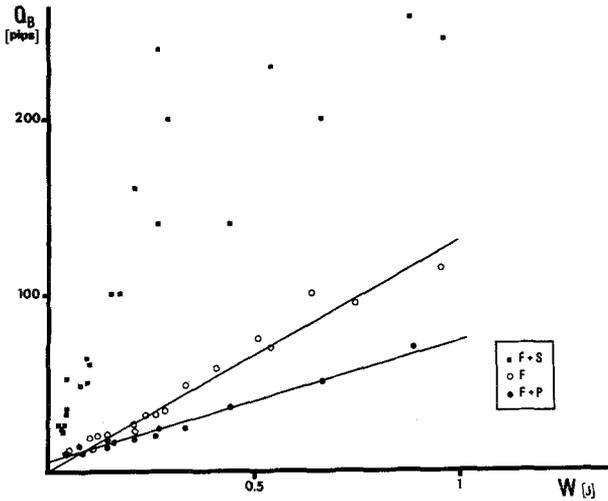


Fig. 4. Relations entre l'EMG intégré du biceps et le travail mécanique de flexion. Le graphique a été établi à partir des résultats obtenus sur un sujet au cours de mouvements de flexion ( $F$ ) et de mouvements de flexion associée à un mouvement de pronation ( $F + P$ ) ou à un mouvement de supination ( $F + S$ ), sans masse additionnelle.  $Q_B$ : EMG intégré du biceps (en pips);  $W$ : travail mécanique de flexion (en joules)

## Discussion

1. Pour le mouvement de pronation, la relation  $Q_{PT}-W$  est linéaire et, pour un angle de flexion donné, sa pente est identique quelle que soit la condition d'inertie. Ce résultat confirme une fois de plus que, de toutes les relations liant l'EMG intégré aux variables mécaniques d'un mouvement, celle entre  $Q$  et  $W$  est la relation *pertinente* (Bouisset et Goubel, 1968, 1973). Dans l'hypothèse où la linéarité de cette relation ne se trouve que lorsqu'un muscle exerce sa fonction primordiale (Goubel et Lestienne, 1974), il semble difficile, comme en section I, de considérer le pronator teres comme un simple pronateur de renforcement, d'autant plus que ce muscle montre non seulement une activité remarquable en pronation mais encore développe une activité antagoniste importante lors du freinage de la supination. Même si le pronateur principal se trouve bien être le pronator quadratus, comme l'affirment Basmajian et Travill (1961), nos résultats semblent indiquer que le pronator teres n'en est pas moins un muscle pronateur à part entière.

Pour le mouvement de supination, la relation  $Q_B-W$  est le plus souvent curvilinéaire, ce qui paraît confirmer certaines données préliminaires (Pérot et al., 1974; Pérot, 1975). Puisqu'à partir d'une certaine valeur de la vitesse il y a augmentation du travail mécanique sans que l'activité électrique du biceps continue d'augmenter, c'est qu'un autre muscle supinateur développe une activité plus intense lors des supinations rapides. Ce même muscle supinateur doit d'ailleurs être invoqué pour assurer le freinage du mouvement de pronation puisque le biceps ne paraît pas y participer, sauf par co-contraction lors de mouvements très rapides. De ces résultats, il ressort donc que le biceps peut être bien considéré comme un supinateur accessoire, le supinateur principal étant selon toute vraisemblance le court-supinateur (Tra-

vill et Basmajian, 1961) le brachio-radialis («long supinateur» des anatomistes) n'étant jamais impliqué dans la fonction de supination (v. la revue de Goubel et Lestienne, 1974).

Pour le mouvement de pronation comme pour celui de supination, on trouve une variation de la pente des relations  $Q-W$  en fonction de l'angle de flexion du coude. Comme dans le cas d'un travail statique (v. section I), il s'agit là d'une variation qui s'explique très bien si l'on postule l'existence d'une relation tridimensionnelle force-longueur-niveau d'activité (Goubel, 1974). Ainsi, lorsque le coude passe de la position d'extension ( $0^\circ$ ) à celle de flexion ( $135^\circ$ ), biceps et pronator teres se raccourcissent notablement. Comme pour une force (ou un travail) donnée l'activité électrique développée est d'autant plus importante que la longueur est faible, on conçoit très bien que, pour les relations  $Q-W$ , les pentes les plus faibles soient obtenues en extension complète.

2. Les résultats obtenus en considérant des mouvements de flexion associés ou non à des mouvements de pronation ou de supination permettent de réenvisager le problème de la difonctionnalité du biceps. Comme dans les différentes situations expérimentales, le pronator teres, fléchisseur accessoire, peut participer activement à la flexion, on voit l'intérêt d'exprimer les résultats en termes de travail de flexion: en considérant une valeur donnée de ce travail, on réduit cette participation du pronator teres à une constante et l'on ne risque pas de masquer certains phénomènes d'inhibition.

Dans les situations ( $F$ ) et ( $F + P$ ), les relations  $Q_B-W$  sont linéaires et de pente plus faible pour ( $F + P$ ).  $W$  étant le travail de flexion dans les deux cas, il est tout à fait normal que la relation soit linéaire dans la situation ( $F$ ) et que, dans la situation ( $F + P$ ) l'activité recueillie au niveau du biceps soit moins importante puisque, du fait du mouvement de pronation, les pronateurs inhibent les supinateurs donc le biceps.

Mais le caractère linéaire de la relation  $Q_B-W$  dans la situation ( $F + P$ ) reste à expliquer. Deux types d'arguments peuvent être invoqués. On peut tout d'abord penser que l'inhibition par les pronateurs n'est pas totale d'emblée, mais proportionnelle à l'activité électrique qu'ils développent. Comme, d'une part, cette activité électrique est liée à l'énergie cinétique de pronation et que, d'autre part, les consignes données aux sujets sont telles que les vitesses de flexion et de pronation évoluent parallèlement, l'inhibition se retrouve ainsi être fonction de  $W$  et la relation  $Q_B-W$  reste linéaire. On peut aussi admettre que tout effort de pronation d'un degré suffisant inhibe complètement le biceps et que l'activité recueillie à son niveau provient d'un fléchisseur sous-jacent non inhibé: le brachial antérieur. Dans ce cas, la linéarité de la relation  $Q_B-W$  dans la situation ( $F + P$ ) traduirait en fait une propriété du brachial antérieur. Aucun élément ne permet d'opter définitivement pour l'une ou l'autre de ces hypothèses encore que la seconde soit plutôt infirmée par des résultats concernant l'absence de diffusion d'activité du brachial antérieur au biceps, pour la flexion (Maton, 1975) et que la première soit plutôt confirmée par les résultats obtenus lors d'efforts statiques de pronation (v. section I) et montrant que la co-activation du biceps peut ne pas s'observer lorsque l'inhibition par les pronateurs est d'un degré suffisant.

En tout cas, puisque dans la situation ( $F$ ), la fonction supinatrice du biceps n'est pas sollicitée (main en semi-pronation), la différence de pente des relations  $Q_B-W$  de ( $F + P$ ) à ( $F$ ) exprime le fait que les pronateurs n'inhibent pas sélectivement l'une des

deux fonctions du biceps (à savoir sa fonction supinatrice) mais bien l'ensemble du muscle qui paraît, de ce point de vue, se comporter comme un tout. Ceci est d'ailleurs parfaitement compatible avec les données concernant l'existence d'une seule et même relation force-longueur, pour un muscle difonctionnel, discutées en section I.

Enfin, pour une même valeur de  $W$ , la valeur la plus importante de  $Q_B$  apparaît dans la situation ( $F + S$ ). Ceci montre que le biceps est bien un muscle supinateur même si son rôle est accessoire. La dispersion des résultats est vraisemblablement due au fait que, en exprimant  $W$  en termes de travail de flexion pur faciliter la discussion des phénomènes d'inhibition, il n'est pas tenu compte de la variation de l'activité du biceps selon la vitesse de supination qui n'est pas strictement proportionnelle à la vitesse de flexion. Ceci pourrait également expliquer l'accroissement dégressif de l'activité électrique en fonction du travail mécanique qui peut s'observer sur la figure 4.

En conclusion, il ressort de cette étude que, d'une part, la relation linéaire  $Q-W$ , dont le caractère de pertinence et de généralité est confirmé, semble caractériser la fonction primordiale d'un muscle puisqu'elle ne se retrouve pas lors de la sollicitation d'une fonction accessoire (la supination pour le biceps). D'autre part, un muscle difonctionnel se comporterait comme un tout puisque l'une de ses fonctions ne paraît pas être sélectivement inhibée par un antagoniste.

## Bibliographie

- Basmajian, J. V., Travill, A. A.: Electromyography of the pronator muscles in the forearm. *Anat. Rec.* **139**, 45–49 (1961)
- Bouisset, S., Goubel, F.: Interdependence of relations between EMG and diverse biomechanical quantities in normal voluntary movements. *Electromyography* **8**, Suppl. 1, 151–162 (1968)
- Bouisset, S., Pertuzon, E.: Experimental determination of the moment of inertia of limb segments. In: *Biomechanics*, Vol. 1, pp. 106–109. Basel-New York: Karger 1968
- Bouisset, S., Goubel, F.: Integrated electromyographical activity and muscle work. *J. appl. Physiol.* **35**, 695–702 (1973)
- Cnockaert, J. C.: Effet d'un étirement préalable sur le travail effectué par le muscle au cours d'un mouvement volontaire. *J. Physiol. (Paris)* **65**, 378A (1972)
- Cnockaert, J. C., Pertuzon, E.: Détermination des constantes biomécaniques d'un segment corporel (avant-bras plus main). I Mesure du volume et estimation de la masse. *Trav. Hum.* **33**, 37–46 (1970)
- Goubel, F.: Les propriétés mécaniques du muscle au cours de mouvement sous-maximal. Thèse Doctorat d'Etat, 1 vol., 217 p. Lille 1974
- Goubel, F., Bouisset, S.: Relation entre l'activité électromyographique intégrée et le travail mécanique effectué au cours d'un mouvement monoarticulaire simple. *J. Physiol. (Paris)* **59**, 241 (1967)
- Goubel, F., Lestienne, F.: Influence du caractère plurifonctionnel du muscle sur l'allure de la relation EMG intégré-travail mécanique. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.* **14**, 537–546 (1974)
- Maton, B.: Etude périphérique de l'organisation du mouvement volontaire. Thèse Doctorat d'Etat, 1 vol., 214 p. Lille 1975
- Pérot, C.: L'inhibition réciproque et ses manifestations dans le mouvement volontaire. Diplôme d'Etudes Approfondies, 1 vol., 50 p. Lille 1975
- Pérot, C., van Hoecke, J., Goubel, F.: Etude quantitative de l'activité musculaire au cours de la pronosupination. *Trav. Hum.* **37**, 336–338 (1974)
- Pertuzon, E., Lestienne, F.: Détermination dynamique de la position d'équilibre d'une articulation. *Int. Z. angew. Physiol.* **31**, 315–325 (1973)
- Travill, A., Basmajian, J. V.: Electromyography of the supinators of the forearm. *Anat. Rec.* **139**, 557–560 (1961)
- Accepté le 10 Juillet 1977