

50576
1972
131

50376
1972
131

THÈSE

présentée

À L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR DE 3^{ème} CYCLE EN PHYSIOLOGIE ANIMALE
(BIOMECANIQUE)

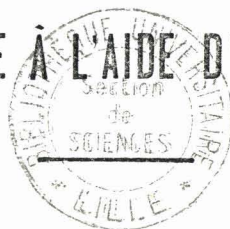
par

Jean-Pierre VERRIEST

PERTURBATIONS AFFECTANT L'ÉQUILIBRE GÉNÉRAL DU CORPS

LIÉES À L'EXÉCUTION D'UN MOUVEMENT SIMPLE DE L'AVANT-BRAS

ESSAI D'ÉVALUATION GLOBALE À L'AIDE D'UNE PLATEFORME DE FORCES



soutenue le 17 Octobre 1972

devant la commission d'examen

MM. BLOCH	Président
BOUISSET	Rapporteur
VIDAL	Examineur
WISNER	Invité

ERRATUM

Page 7, ligne 14 : dérivée au lieu de durée.

Ce Mémoire est dédié à tous mes Collègues qui m'ont permis de mener à bien ce travail et qui, par leurs conseils, leurs efforts, leur expérience et tout simplement leur amitié et leur compréhension, en ont fait ce qu'il est. Qu'ils trouvent ici l'expression de ma très vive reconnaissance.

PLAN

	Pages
<u>INTRODUCTION</u>	1
A - REACTIONS POSTURALES LIEES A L'EXECUTION D'UNE ACTIVITE MOTRICE	1
B - EVALUATION GLOBALE DES REACTIONS POSTURALES A L'AIDE D'UNE PLATEFORME DE FORCES	5
I - Principe fondamental	6
1. Théorème de la résultante dynamique	7
2. Théorème du moment cinétique	7
II - Principe de l'inertie	8
III - Principe de l'action et de la réaction, ou principe des actions mutuelles	9
C - INFLUENCE DES PROPRIETES BIOMECANIQUES DU CORPS	11

	Pages
D - EXPRESSION DES DONNEES SOUS FORME D'UNE FONCTION DE TRANSFERT	14
I - Les systèmes de commande	15
1. Définition	15
2. Détermination de la fonction de transfert	15
II - Le système corporel	17
<u>CHAPITRE I - TECHNIQUE ET PROTOCOLE</u>	21
A - TECHNIQUE	21
I - Détection des variables mécaniques	22
1. Les capteurs de mesures	22
a) déplacement angulaire	22
b) accélération et force	22
2. Les systèmes mécaniques	24
a) le guide-mouvements	24
b) la plateforme de forces	27
c) forces appliquées sur le plancher dans le cas des différents montages expérimentaux	35
II - Calcul des différentes forces	37
1. Expression mathématique des forces	37
a) calcul de R_x et R_y	37
b) calcul de F_x et F_y	37

	Pages
2. Calcul analogique de R et de F	40
a) calcul de R	40
b) calcul de F	41
III - Technique électromyographique	42
1. Détection et amplification de l'activité myoélectrique	42
2. Quantification de l'EMG	43
IV - Techniques d'enregistrement	43
B - PROTOCOLE	46
<u>CHAPITRE II - RESULTATS</u>	50
A - DESCRIPTION DES ENREGISTREMENTS	50
I - Description des mécanogrammes	51
1. Mouvements passifs de va-et-vient	51
2. Mouvements actifs de va-et-vient	52
3. Mouvements unidirectionnels de flexion	53
4. Montée de force isométrique	56
a) force	56
b) réaction	57
II - Description des EMG	59
1. Mouvements passifs de va-et-vient	59
2. Mouvements actifs de va-et-vient	60

	Pages
3. Mouvements unidirectionnels de flexion	61
4. Montée de force	61
 B - RELATIONS QUANTITATIVES ENTRE R ET F	 63
I - Valeurs maximales de R et F	63
1. Mouvements passifs de va-et-vient	64
2. Mouvements actifs de va-et-vient	64
3. Mouvements unidirectionnels de flexion	65
4. Montée de force	66
II - Valeurs instantanées de R et de F	67
1. Retard de R sur F	67
a) mouvements de va-et-vient	67
b) mouvements unidirectionnels	71
2. Différences instantanées entre R et F	71
a) oscillations	71
b) onde préliminaire	77
 <u>CHAPITRE III - DISCUSSION</u>	 79
 A - ANALYSE DES RESULTATS	 81
I - Caractères généraux des relations entre R et F	81
II - Relations entre les valeurs maximales de R et de F	 83

	Pages
III - Relations instantanées entre R et F	84
1. Décalage temporel	84
2. Oscillations	85
3. Onde préliminaire	85
 B - RECHERCHE D'UNE FONCTION DE TRANSFERT	 87
I - Méthode de détermination de la fonction de transfert	87
1. Principe	87
2. Analyse des réponses aux différentes entrées	89
a) réponse harmonique	89
b) réponse aux entrées transitoires	90
II - Expression de la fonction de transfert	91
1. Nature de l'équation caractéristique du système corporel	91
2. Détermination des coefficients	92
III - Simulation de la réponse du modèle	95
1. Nécessité de la simulation	95
2. Allure des signaux de sortie	95
 C - INTERPRETATION BIOMECHANIQUE DES RESULTATS EN FONCTION DE LA NATURE DES REACTIONS POSTURALES	 99
I - Modèle biomécanique du système corporel	99

	Pages
II - Conséquences biomécaniques de la réponse neuromusculaire associée au mouvement	103
1. Modifications des propriétés biomécaniques du système corporel	104
2. Effets des mouvements associés	104
<u>RESUME - CONCLUSIONS</u>	108
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	112
<u>ANNEXES</u>	116

INTRODUCTION

A - REACTIONS POSTURALES LIEES A L'EXECUTION D'UNE ACTIVITE MOTRICE

La posture de l'homme (ou de l'animal) lorsque celui-ci n'exerce pas d'activité motrice se traduit par l'immobilisation des pièces du squelette dans des positions qui s'harmonisent suivant une attitude d'ensemble, dite attitude fondamentale de l'espèce (BOUISSET, 1967). L'homme, en dehors de l'attitude fondamentale, peut adopter une infinité de postures. Celles-ci expriment essentiellement la manière dont l'organisme lutte contre les forces de pesanteur : il s'agit de positionnements antigravitaires. Ceux-ci résultent de l'activité des muscles posturaux, c'est-à-dire l'activité posturale, qui est réglée selon un plan de coopération déterminé, par des mécanismes physiologiques complexes. De telles activités, dites de maintien, ne représentent qu'une partie de l'activité posturale antigravitaire. Celle-ci se manifeste, en outre, par un certain nombre de réactions posturales qui ont pour but de préserver ou de retrouver l'équilibre du corps dans diverses

conditions. Pour PAILLARD (1963), trois types de réactions posturales, essentiellement, peuvent être décrites chez l'animal. Ce sont :

- les réactions de redressement, qui permettent de récupérer l'attitude fondamentale à partir d'une position quelconque ;
- les réactions de maintien qui assurent l'équilibre du corps en l'absence de perturbation ;
- les réactions de stabilisation qui permettent de préserver l'équilibre du corps soumis à l'action de forces perturbatrices.

Selon l'importance de la perturbation, ces réactions compensatrices se traduisent, soit par une simple réorganisation de la répartition des activités toniques des muscles posturaux - réactions d'adaptation -, soit par des mouvements correcteurs - réactions d'équilibration.

Dès lors qu'un mouvement corporel résulte de la mise en jeu de forces actives et passives, les forces appliquées aux masses corporelles causent une perturbation de l'équilibre du corps. Aussi, tout mouvement implique-t-il des réactions posturales ayant pour but de minimiser les perturbations affectant l'équilibre général du corps. C'est dire que tout mouvement implique la mise en jeu de forces compensatrices développées par des muscles autres que ceux directement concernés par le mouvement.

Les modalités de la mise en jeu des muscles posturaux au cours de contractions isométriques segmentaires ont été précisées par HELLEBRANDT et coll. (1956) et WATERLAND et coll. (1961). Ces études ont permis de mettre en évidence

l'apparition, au cours d'efforts de flexion et d'extension du poignet, d'une réponse neuromusculaire organisée d'autant plus intense et d'autant moins circonscrite que la résistance opposée au mouvement s'accroît.

L'activité posturale apparaît en même temps que le principal agoniste est activé, et s'étend progressivement selon un schéma invariable pour un mouvement donné. Elle intéresse tout d'abord le membre qui travaille et l'antagoniste du membre contralatéral. Puis elle s'étend aux membres inférieurs ipsi- et contra-latéral. Lorsque l'effort exercé est important, les muscles du dos et de la paroi abdominale peuvent également être activés. Enfin, selon que l'on considère l'extension ou la flexion, l'organisation de la réponse est différente.

Cette activité posturale se manifeste, d'une part, par un raidissement général du corps dû à la raideur accrue des muscles posturaux, consécutive à l'accroissement de leur niveau de contraction, et d'autre part, sous forme de mouvements divers. Le schéma moteur peut être établi de façon précise, pour un mouvement volontaire donné, à partir des enregistrements électromyographiques et cinématographiques des mouvements.

Dans le cas de flexion-extension du poignet, ces mouvements associés concernent principalement l'épaule, et la tête. Il apparaît, en effet, un lien étroit entre les mouvements du poignet et l'activité des muscles du cou. HELLEBRANDT et coll. (1956), en particulier, ont montré le rôle facilitateur de ces mouvements de la tête sur l'efficacité des mouvements du poignet.

Une autre façon d'aborder le problème consiste en l'étude de la chronologie des activités neuromusculaires, afin d'analyser les phénomènes survenant aussi bien dans la phase préparatoire qui précède l'exécution de l'acte moteur, que dans celle qui correspond au mouvement et le suit.

Récemment, BELEN'KH et coll. (1966), en particulier, ont montré que les réactions posturales non seulement compensent les perturbations apportées par le mouvement, mais également précèdent l'exécution des mouvements. La préparation du mouvement a été étudiée à partir des enregistrements des activités des muscles des membres postérieurs - le sujet étant debout - et des muscles du tronc. Le mouvement effectué consiste en des adductions et abductions du bras. L'activité des muscles posturaux apparaît en moyenne 30 à 50 ms avant celle des principaux agonistes. Cette mise en jeu intéresse différents muscles, selon un schéma caractéristique d'un mouvement donné. Les muscles des membres postérieurs sont toujours activés avant les muscles du tronc.

En définitive, il semble que l'ensemble des réactions posturales s'établissent par l'intermédiaire d'un mécanisme physiologique qui leur confère l'organisation précise décrite par les divers auteurs, depuis MAGNUS et DEKLEIJN (1912). Ces réactions répondent à plusieurs nécessités :

- préserver l'équilibre général du corps perturbé par la force appliquée au cours du mouvement, en fixant les articulations qui ne participent pas directement au mouvement, de façon à minimiser l'effet des perturbations. C'est ce qu'on pourrait appeler l'aspect "compensateur" des réactions posturales.

- faciliter l'exécution des mouvements par l'adoption de postures de nature à les favoriser. C'est l'aspect facilitateur.

- préparer le mouvement et prévenir l'effet de la perturbation par une activation anticipée des muscles posturaux. C'est l'aspect préparateur.

Les réactions posturales mettent en jeu un nombre de muscles important et en définitive affectent l'ensemble du corps. Si la technique électromyographique permet d'apprécier le degré de complexité des plans de coopération musculaire, il n'est pas moins nécessaire de pouvoir évaluer globalement l'importance des réactions posturales en rapport avec la force perturbatrice appliquée au cours du mouvement.

B - EVALUATION GLOBALE DES REACTIONS POSTURALES A L'AIDE D'UNE PLATEFORME DE FORCES

Depuis AMAR (1923), les plateformes de forces ont été utilisées dans diverses perspectives et, en particulier, pour l'étude de la marche (BRENIERE, 1971) et des réactions posturales (BOUISSET, 1967). Diverses études, dont celles de THOMAS et WHITNEY (1959), celles de BARON et coll. (1967), celles de TOULOTTE (1967) et celles de NASHNER (1970), ont permis de préciser les mouvements posturaux correspondant au maintien d'une posture debout normale, chez l'homme, sain ou malade. Toutefois, les réactions posturales liées à l'exécution d'un mouvement n'ont pas, semble-t-il, été abordées jusqu'à présent. Il semblait envisageable

d'enregistrer, d'une part, la force exercée au cours d'un mouvement, et d'autre part, la réaction exercée par une plateforme, afin d'évaluer par différence les réactions posturales. Un tel projet ne semblait pas irréaliste, compte tenu de certaines données préliminaires ressortant d'études effectuées par BOUISSET et coll. (1962), CRESSEVER (1962), BOUISSET et DENIMAL (1963, non publié). La figure 1 représente des tracés correspondant à cette période d'investigation préliminaire.

Cette méthode d'évaluation globale résulte de l'application à l'étude des mouvements corporels, des principes fondamentaux de la mécanique. Il a semblé nécessaire de les rappeler ici dans la forme récemment utilisée par BOUISSET (1971, non publié *).

Malgré la diversité des formes corporelles et celle des mouvements, ces principes s'appliquent à tous les types de mouvements. Ils peuvent être regroupés sous le nom de "loi fondamentale de la mécanique" et découlent des principes posés par NEWTON qui régissent la mécanique du point matériel.

I - PRINCIPE FONDAMENTAL

Il exprime que, à chaque instant, et pour toute partie d'un système matériel quelconque, le torseur ** $[A]$ des quantités d'accélération est égal au torseur $[F_e]$ des forces extérieures.

* Rapport présenté au 3e Séminaire International de Biomécanique, Rome 1971, "Biomécanique et Travail Humain".

** Un torseur est un ensemble de vecteurs glissants. Un vecteur glissant est un vecteur assujéti à demeurer sur son support, son origine pouvant être quelconque sur cet axe. Les torseurs sont connus par leurs éléments de réduction en un point qui sont : un vecteur appelé "résultante" et un vecteur appelé "moment résultant du torseur en ce point".

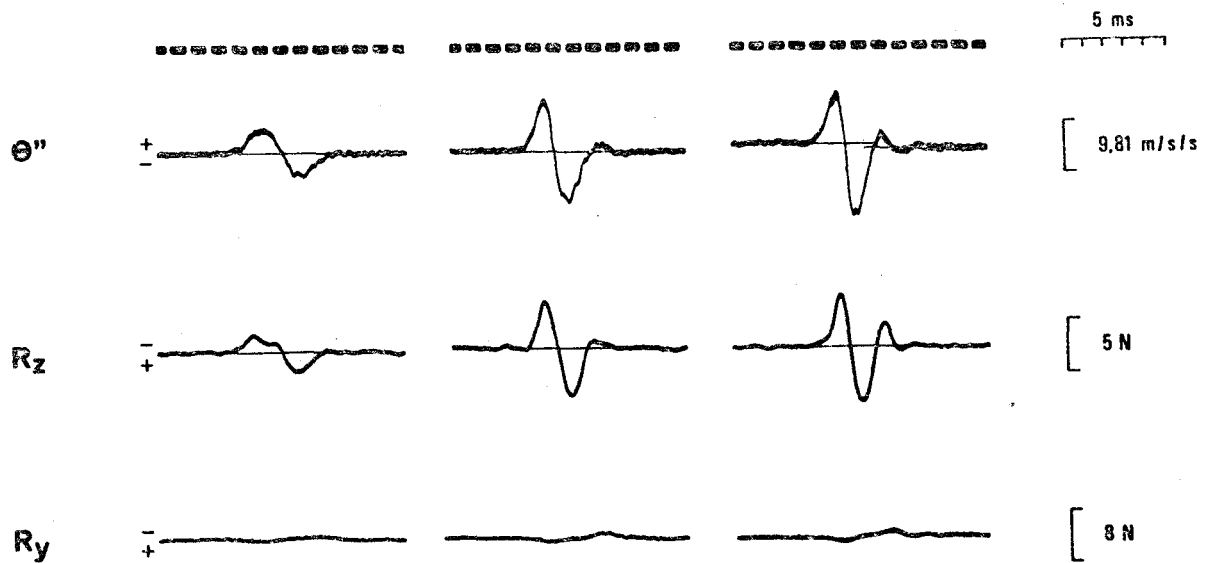


Figure 1

Enregistrements de mouvements de flexion du coude, effectués dans un plan sagittal à trois vitesses différentes.

De haut en bas : base de temps, accélération tangentielle, réactions selon l'axe vertical et l'axe sagittal, enregistrées à l'aide d'une plateforme de force.

(BOUISSET, non publié)



s'exerçant sur la partie considérée.

$$[A] = [F_e]$$

Ce principe implique les deux théorèmes de la quantité de mouvements qui sont :

1 - Le théorème de la résultante dynamique

Il existe une proportionnalité entre résultante des forces extérieures et accélération

$$M \vec{\Gamma}_G = \sum \vec{F}_e$$

M est la masse de la partie mobile

$\vec{\Gamma}_G$ est l'accélération du centre de gravité G de la partie mobile

$M \vec{\Gamma}_G$ est la résultante dynamique.

Cette relation s'exprime également sous la forme :

$$\frac{d(M \cdot \vec{V}_G)}{dt} = \frac{dR(Q)}{dt} = \sum \vec{F}_e \quad (1)$$

c'est-à-dire que la ^{dérivée} durée de la quantité de mouvement $M \vec{V}_G$ (ou de la résultante cinétique $R(Q)$) est égale à la résultante des forces extérieures.

2 - Le théorème du moment cinétique

La dérivée du moment résultant de la quantité de mouvement prise au centre de gravité du système - ou dérivée du moment cinétique - est égale à la somme des moments des forces extérieures par rapport à ce point, $\vec{M}(F_e)$.

$$\frac{d \vec{\mathcal{M}}_G(Q)}{dt} = \frac{d \vec{\sigma}_G}{dt} = \sum \vec{\mathcal{M}}_G(F_e) \quad (2)$$

$\vec{\sigma}_G$ est le moment cinétique, $\vec{\mathcal{M}}_G(Q)$ est le moment résultant de la quantité de mouvement Q .

A partir de ces deux théorèmes, on retrouve le principe de l'inertie et le principe de l'action et de la réaction.

II - PRINCIPE DE L'INERTIE

Si le système n'est soumis à aucune force, on a

$$\sum \vec{F}_e = 0$$

Il en résulte de (1) que

$$\vec{\Gamma}_G = 0$$

La vitesse de G est donc constante. Autrement dit, la vitesse d'un système qui n'est soumis à aucune force extérieure (ou à des forces qui s'équilibrent) est nulle ou constante. L'action d'une force est donc nécessaire pour vaincre l'inertie que les corps opposent à une variation de leur vitesse.

Exprimé en terme biologique (GRAY, 1968), ce principe exprime que si le corps de l'Homme (ou de l'animal) est au repos par rapport au milieu extérieur, il ne peut être mis en mouvement

que par l'application d'une force extérieure. En conséquence, si l'homme (ou l'animal) doit déplacer son corps par ses propres efforts, et sans aucune aide extérieure, il doit faire naître une force de son environnement. De la même façon, une force extérieure doit être mise en jeu si l'homme (ou l'animal) doit changer la vitesse ou la direction de son mouvement.

III - PRINCIPE DE L'ACTION ET DE LA REACTION, OU PRINCIPE DES ACTIONS MUTUELLES

Quand deux systèmes S_1 et S_2 sont en contact entre eux et immobiles, les équations (1) et (2) s'écrivent alors :

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum \vec{F}_e = 0 \\ \sum \mathcal{M}_G(\vec{F}_e) = 0 \end{array} \right. \quad (3)$$

Donc, si $[S_{1,2}]$ et $[S_{2,1}]$ sont les torseurs des actions de S_1 sur S_2 et de S_2 sur S_1 , respectivement, au point de contact I, ces torseurs doivent être égaux et de signe inverse. Si, $R_{1,2}$, $R_{2,1}$, $C_{1,2}$ et $C_{2,1}$ sont les résultantes et les moments résultants correspondant aux deux systèmes on a :

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{R}_{2,1} + \vec{R}_{1,2} = 0 \\ \vec{C}_{2,1} + \vec{C}_{1,2} = 0 \end{array} \right.$$

ces deux égalités devant être réalisées simultanément. En d'autres termes, "l'action de (S_1) sur (S_2) est égale et opposée à la réaction de (S_2) sur (S_1)".

En termes biologiques, le principe de l'action et de la réaction peut être exprimé en disant que, pour soumettre son corps à une force propulsive, par exemple dirigée vers l'avant, l'homme (ou l'animal) doit simultanément exercer contre le milieu extérieur une force d'intensité égale et opposée, par exemple, dirigée vers l'arrière. C'est dire que l'homme (ou l'animal) peut se mouvoir et se déplacer dans la mesure où le milieu extérieur offre une réaction au mouvement des membres relativement au corps. Ainsi, la force propulsive totale appliquée au corps du fait de la contraction des muscles, est-elle exactement égale à la résistance que, par exemple, le sol exerce sur les pieds et les surfaces d'appui corporelles. Dès lors, la force qu'un ou plusieurs membres appliquent au corps peut être mesurée en permettant à l'Homme (ou à l'animal) d'exercer sa force contre une plateforme munie de capteurs de force appropriés. C'est donc une méthode globale de mesure de la force que permet l'utilisation d'une plateforme de force.

En conclusion, si l'on tient compte des principes mécaniques que l'on vient de citer, la réaction mesurée par la plateforme au cours d'un mouvement est égale à la résultante des forces passives et de l'ensemble des forces actives développées par les muscles. C'est dire que la résultante appliquée sur la plateforme de forces par le corps permet d'évaluer globalement les actions musculaires motrices et compensatrices au cours d'un mouvement.

La résultante des forces mises en jeu au cours du mouvement, au niveau du segment déplacé peut être aisément calculée dans le cas d'un mouvement simple monoarticulaire.

La comparaison de cette résultante et de la réaction mesurée par la plateforme permet d'apprécier, de façon globale, les réactions musculaires compensatrices (v. fig.2).

C - INFLUENCE DES PROPRIETES BIOMECHANQUES DU CORPS

L'évaluation globale des réactions posturales n'est possible que dans la mesure où la connaissance des propriétés biomécaniques du corps permet de discerner la part des forces actives et des forces passives dans la force résultante mesurée. En effet, comme il a été dit, les mouvements corporels résultent de la mise en jeu de forces actives d'origine musculaire, et de forces passives comme les forces d'inertie, de pesanteur, de frottement et d'élasticité. L'importance des forces passives, si on néglige les forces extérieures telles que celle due, par exemple, à la résistance de l'air, dépend directement des propriétés biomécaniques du corps.

D'un point de vue mécanique, le corps apparaît comme un système déformable de solides articulés entre eux et mus par des muscles. L'étude précise de l'activité motrice, soulève de multiples difficultés si le corps n'est pas présenté sous une forme plus schématique, c'est-à-dire modélisée, en raison du nombre souvent important de segments impliqués dans les mouvements.

Pour l'étude des activités posturales envisagée ici, les forces mises en jeu sont donc évaluées par une plateforme de force, et un modèle mécanique du corps sera proposé pour tenter d'évaluer l'importance des forces passives.

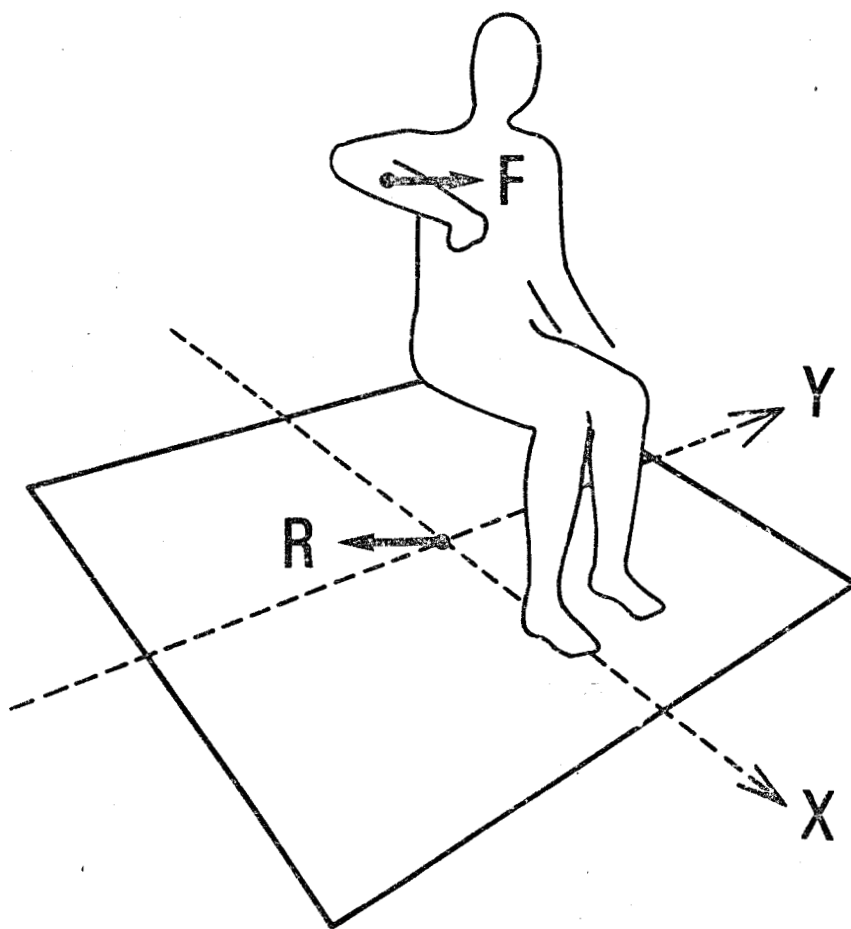


Figure 2

Comparaison de la résultante F des forces appliquées au cours du mouvement, et de la réaction R mesurée par la plateforme dans le plan contenant les axes X et Y .



Ce modèle est inspiré de ceux proposés par WEIS et PRIMIANO (1966) et par BERTHOZ (1969). Leurs études concernent essentiellement l'homme assis en position naturelle, sur un siège dur. Le sujet passif est soumis à des vibrations sinusoïdales verticales puis horizontales par l'intermédiaire d'une table vibrante. Selon que la direction des vibrations excitatrices est verticale (v. également WISNER, 1965), ou horizontale, les résultats, en général, diffèrent. On ne considère ici que les données se rapportant à des vibrations transversales, c'est-à-dire, dont la direction est parallèle à celle de l'axe joignant les épaules du sujet.

Les études de BERTHOZ (1969) concernent les mouvements des différentes parties du corps lorsque l'ensemble est soumis à des vibrations, à différentes fréquences. Il apparaît que, pour chacune des parties considérées, c'est-à-dire le bassin, le thorax et la tête, l'amplitude des mouvements passe par un maximum pour une fréquence distincte qui est la fréquence de résonance pour cette partie du corps. Il en résulte que la courbe exprimant les variations d'amplitude des mouvements, en fonction de la fréquence est marquée par plusieurs fréquences de résonance. Les valeurs maxima des mouvements apparaissent à 2 Hz pour la tête, et à 3 Hz pour l'épaule.

Ces mouvements surviennent avec un certain retard par rapport à la vibration excitatrice. Ce retard se traduit par un déphasage qui s'accroît lorsque la fréquence de l'excitation augmente. Pour la tête, par exemple, le déphasage s'accroît de façon régulière et peut même dépasser 180 degrés.

Selon BERTHOZ (1969), "en première approximation, on peut comparer le corps à une tige dans laquelle des ondes de flexion transversales sont excitées". Ces vibrations provoquent la formation d'ondes stationnaires, ce qui implique l'existence de "ventres" et de "noeuds" de vibrations, c'est dire qu'en certains endroits du corps, l'amplitude des vibrations est respectivement maximum et nulle. Lorsque la fréquence augmente, les noeuds se rapprochent progressivement de la source de la vibration, ce qui explique le déphasage croissant. Au dessous d'une certaine fréquence de la vibration excitatrice, la vitesse de propagation de ces ondes le long du corps est relativement grande par rapport à la vitesse du déplacement des masses corporelles dont l'ensemble se déplace comme le ferait une masse unique.

WEIS et PRIMIANO (1966) ont analysé les mouvements du centre de gravité du corps, par des mesures d'impédance mécanique chez le sujet assis et vibré passivement. Selon ces auteurs, le corps se comporte comme un simple objet inerte de poids équivalent à celui du corps, au dessous de 2 Hz. Au delà de cette fréquence, et quelle que soit la direction de la vibration, le corps se comporte comme un système mécanique du second ordre, à un degré de liberté, c'est à dire comme un système mécanique dont tous les éléments peuvent être ramenés à un ressort, une masse et un amortisseur équivalents. Les mouvements de la masse peuvent alors être décrits par une équation différentielle du second ordre *.

* Ces notions seront reprises au cours de la discussion ; on pourra également consulter "Vibrations mécaniques - Acoustique" de FLEURY et MATHIEU (1962).

En conclusion, il ressort des études citées que les propriétés biomécaniques du corps sont susceptibles de provoquer une amplification ou une atténuation des vibrations qui sont appliquées à l'ensemble du corps. Ce phénomène traduit l'action des forces passives dues aux propriétés visco-élastiques des masses corporelles.

Dans la mesure où un modèle mécanique du corps permet de déterminer la valeur de ces forces passives, au cours d'un mouvement volontaire, on peut alors envisager l'évaluation des forces actives seules.

D - EXPRESSION DES DONNEES SOUS FORME D'UNE FONCTION DE TRANSFERT

La comparaison des forces mises en jeu au niveau du segment déplacé et de la résultante appliquée par le corps, conduit à l'établissement de relations entre des valeurs particulières caractéristiques du décours de ces données. Cette comparaison peut être également ramenée à l'étude d'une fonction de transfert. En effet, comme il s'agit ici d'une évaluation globale, le corps doit être considéré dans son ensemble et on peut alors l'assimiler à un système de commande ou système "Input - Output", que l'on appellera le système corporel.

La détermination de la fonction de transfert du système corporel implique certaines hypothèses simplificatrices. Avant d'exposer celles-ci, les notions fondamentales concernant les systèmes de commandes, dont on se sert par la suite sont brièvement rappelées.

I - LES SYSTEMES DE COMMANDE

1 - Définition

Un tel système commande la valeur d'une variable S, dite de sortie, en fonction des variations d'une variable d'entrée E. La relation introduite entre les deux variables, par le système, définit la nature de la commande. Cette relation peut s'exprimer par le rapport S/E ; on l'appelle alors fonction de transfert ou transmittance. La détermination de la fonction de transfert permet de mettre en évidence les lois qui régissent le comportement du système considéré, quelqu'en soit sa nature. A partir des lois ainsi définies, on est en mesure de décrire le comportement du système en réponse à une variable d'entrée quelconque.

Pour les systèmes matériels rencontrés dans la nature, la relation entre l'entrée et la sortie s'exprime souvent par un système d'équations différentielles, dont les coefficients sont constants dans le cas d'un système linéaire.

2 - Détermination de la fonction de transfert

Pratiquement, on caractérise la fonction de transfert d'un système par la manière dont il répond à un certain nombre d'entrées typiques standardisées. Ces entrées typiques sont au nombre de quatre :

- l'entrée harmonique, est une fonction sinusoïdale du temps de la forme $x = a \sin \omega t + \varphi$;

- l'échelon, est représenté par une fonction qui passe d'une valeur nulle à une valeur constante à un instant t donné ;

- la rampe, est une fonction nulle qui, à t , croît en fonction du temps avec une pente constante. Elle est égale à l'intégrale de l'échelon ;

- l'impulsion correspond à une fonction nulle qui, à t , prend une valeur constante et après un temps infiniment court reprend sa valeur initiale ; c'est encore la dérivée de l'échelon.

Ces quatre types d'entrée donnent naissance à des réponses constituant des solutions particulières des équations caractéristiques du système, et permettent de déterminer directement les coefficients de ces équations, lorsque ceux-ci sont constants. Lorsque l'entrée est nulle, la réponse représente l'intégrale générale de l'équation caractéristique du système. Cette propriété est intéressante dans la mesure où une valeur d'entrée nulle peut être très facilement réalisée. Par exemple, la réponse d'un système abandonné à lui-même à partir de conditions initiales non nulles permet d'obtenir une réponse de cette nature.

En règle générale, lorsqu'un système est soumis à une entrée typique, au bout d'un certain temps, le système finit par présenter une sortie de même nature que l'entrée, comme par exemple, une sortie constante pour une entrée en échelon. Le système atteint alors son régime définitif ou permanent. La sortie et l'entrée diffèrent cependant par un certain nombre de paramètres. Pour des entrées harmoniques, par exemple, la réponse est également représentée par une sinusoïde de même fréquence. Cette sinusoïde présente toutefois un déphasage sur le signal d'entrée et son amplitude est différente. Ces différences sont fonction de la

fréquence de l'entrée. Les courbes retraçant les variations des déphasages et de l'amplitude en fonction de la fréquence des signaux sont particulièrement utiles pour la détermination de la fonction de transfert.

La période qui précède le régime permanent est dite période transitoire. Le décours de la réponse transitoire, en particulier, dans le cas d'une entrée de type échelon, permet de déterminer la nature, et même, éventuellement, les coefficients de l'équation caractéristique de la fonction de transfert.

II - LE SYSTEME CORPOREL

En ce qui concerne le système corporel, la force développée par les muscles du bras au cours des mouvements de l'avant-bras, constitue la variable d'entrée. La variable de sortie est représentée par la réaction de la plateforme ou la force résultante que le sujet applique sur celle-ci.

La détermination de la fonction de transfert ne peut être approchée, dans le cas du système corporel, que si l'on admet certaines hypothèses simplificatrices concernant l'allure des signaux d'entrée et de sortie. En effet, il est évident que la production de signaux semblables aux entrées typiques est rigoureusement irréalisable à l'aide de mouvements corporels. Il en résulte que les entrées appliquées au système présentent un certain nombre de différences par rapport aux entrées typiques. Dans un premier temps, ces différences ont été négligées.

D'autre part, les signaux de sortie ne sont pas, selon toute vraisemblance, la représentation de fonctions mathématiques simples. C'est cependant ce qui sera envisagé pour le calcul des coefficients de l'équation caractéristique. Par conséquent, on doit avancer quelques réserves quant à la validité d'une fonction de transfert calculée dans ces conditions. La justification de ces hypothèses sera d'ailleurs discutée avant d'interpréter les résultats.

* * *

*

Par le présent travail, on a tenté d'établir quelles sont les possibilités d'évaluer les réactions posturales qui accompagnent l'exécution d'un mouvement simple d'un segment distal, à partir de l'enregistrement de la force résultante appliquée par le corps sur une plateforme de force.

Pour mener à bien cette entreprise, la force résultante appliquée sur la plateforme a été comparée à la force développée au niveau de l'avant-bras, au cours de mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras exécutés dans le plan horizontal. Etant donné la complexité des phénomènes mécaniques et physiologiques impliqués dans l'exécution d'un mouvement, il a paru nécessaire, dans le cadre de cette première analyse, de se limiter à l'examen d'un nombre restreint de paramètres.

C'est pourquoi, seules les composantes des forces selon l'axe OY du plan horizontal ont été considérées ici (axe transversal).

Les composantes selon l'axe OX ont été également enregistrées mais n'ont pas fait l'objet d'une étude approfondie, pour des raisons qui seront exposées plus loin. Les moments résultants ainsi que la résultante verticale n'ont pas été considérés. Il faut néanmoins préciser que la plateforme de force que l'on a utilisée permet de déterminer ces différents paramètres. Celle-ci fait l'objet d'une étude technique complète au cours de laquelle ses performances ont été systématiquement testées.

Afin de pouvoir comparer des mouvements effectués par différents sujets, au cours d'examens différents, une standardisation des conditions expérimentales a été recherchée. C'est dans cette perspective qu'un système mécanique guide-mouvement a été utilisé. D'autre part, on a essayé de prévenir les mouvements volontaires autres que ceux de l'avant-bras, en solidarissant le sujet sur son siège par un harnais.

Il semblait bon de tester différents types d'activité motrice monoarticulaire, afin d'apprécier une éventuelle modification des réactions posturales en rapport avec la nature de l'acte moteur, même si certains types d'activités ne s'avéraient constituer que de piètres signaux d'entrée pour l'étude d'une fonction de transfert. Ces activités motrices consistent en des mouvements de va-et-vient, exécutés à différentes cadences, des mouvements unidirectionnels de flexion, et des montées de force isométrique.

Pour ces différents types d'activité, un niveau de force sensiblement du même ordre a été respecté, notamment en composant de façon appropriée les valeurs de l'amplitude angulaire des mouvements, de leur vitesse d'exécution et des inerties additionnelles opposées au mouvement.

Les EMG du biceps et du triceps, principal agoniste et antagoniste, ainsi que ceux du deltoïde postérieur et du grand pectoral (fixateurs) ont été enregistrés à titre indicatif.

En effet, une étude approfondie des modalités de la mise en jeu des fixateurs de l'épaule, n'a pas été envisagée. Il semblait toutefois intéressant de voir comment s'établissent les activités du pectoral et du deltoïde par rapport à celles du biceps et du triceps.

En particulier, divers auteurs ont semblé indiquer l'existence de mouvements préparatoires au niveau de l'épaule. C'est pour vérifier cette hypothèse que l'antéposition des activités électriques des fixateurs de l'épaule a été comparée à celle correspondant au biceps et au triceps.

Enfin, une étude préliminaire sous la forme d'une série expérimentale complète à laquelle ont participé quatre sujets, a été réalisée. Cette étude a permis notamment de situer l'importance relative des différentes conditions expérimentales, de tester la valeur des méthodes d'analyse classique et de tester le protocole. Cette série expérimentale a fait l'objet d'une publication (VERRIEST, 1971) mais n'a pas été considérée ici.

- CHAPITRE I -

TECHNIQUE ET PROTOCOLE
-:-:-:-:-

On compare la force développée au niveau de l'avant-bras et la résultante des forces exercées sur le sol au cours d'un mouvement monoarticulaire.

A - TECHNIQUE

Le dispositif expérimental utilisé fait largement appel à l'électronique. Chacune des variables est détectée par un capteur qui répond aux sollicitations mécaniques par un signal électrique modulé. Ce signal, après démodulation et adaptation, est amplifié. Les données ainsi recueillies sont, soit enregistrées directement, soit traitées instantanément par un ordinateur et enregistrées sous une forme plus élaborée. Les capteurs sont disposés sur deux systèmes mécaniques complémentaires. Le premier a pour rôle de guider le mouvement et permet de standardiser ce dernier ; le second constitue un interface entre le sujet et le sol, et réduit la surface d'appui à un petit nombre de points où les forces de réaction pourront être mesurées. L'activité électrique musculaire est détectée selon une technique habituelle.

I - DETECTION DES VARIABLES MECANIQUES

1 - Les capteurs de mesures

a) déplacement angulaire :

Le capteur de déplacement, ou goniomètre, est constitué par un potentiomètre dont l'axe est assujéti à suivre les mouvements de rotation du système mobile. Le potentiomètre est alimenté par une tension continue stabilisée. Le déplacement du curseur autour de son axe de rotation, provoque une variation linéaire de la tension de sortie, proportionnelle à l'angle de rotation, et permet la mesure de ce déplacement angulaire.

Les caractéristiques du potentiomètre (M. C. B., type H. 33, Veritable Alter, à piste de plastique conducteur, $1\text{ K}\Omega \pm 10$ p.100) sont telles que l'erreur sur la linéarité de la réponse est inférieure à 0,25 p.100 et que le rapport signal sur bruit est élevé.

La variation de tension est recueillie par un étage adaptateur (v. fig. 3) à haute impédance d'entrée et à gain réglable, dont le zéro électrique de sortie peut être ajusté pour un angle de référence quelconque, dont on peut choisir la valeur.

b) accélération et force :

L'accélération et la force sont obtenues à partir de capteurs à variation de mutuelle induction, ou transformateurs différentiels (type A. C. B.). Leur principe de fonctionnement est fondé sur la variation de couplage électromagnétique entre deux enroulements concentriques fixes, que provoque le déplacement d'un noyau magnétique situé sur le même axe (v. fig. 4).

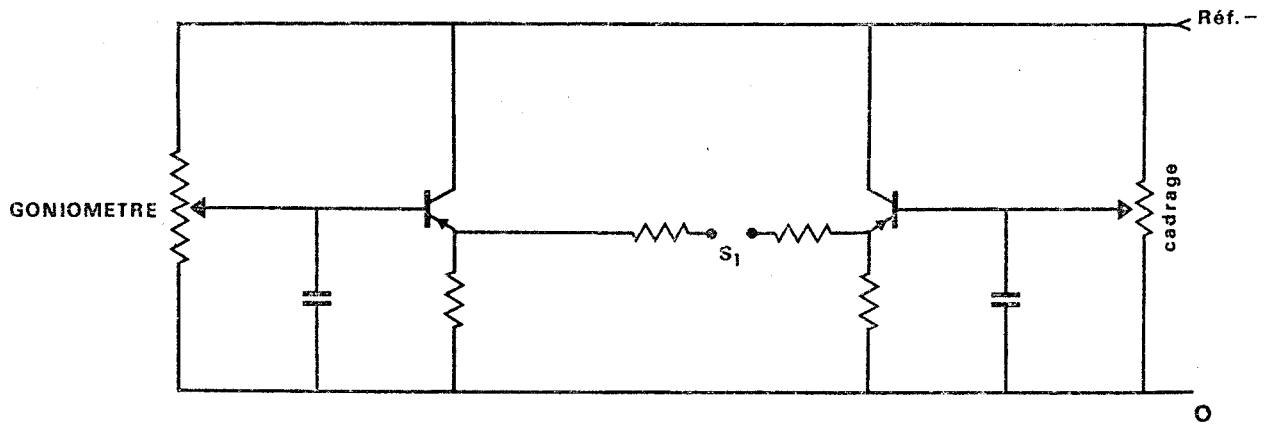


Figure 3

Schéma du dispositif de mesure du déplacement.



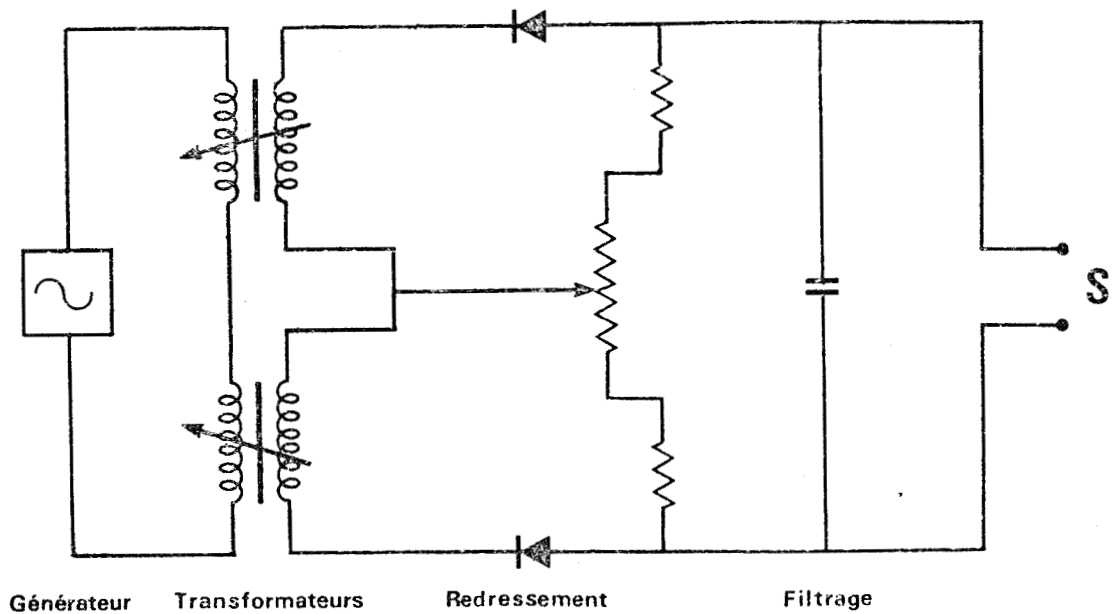


Figure 4

Schéma de principe de la mesure par variation de mutuelle inductance.



Les enroulements primaires et secondaires de deux transformateurs alignés sont couplés par un noyau commun mobile, fixé sur une membrane élastique qui sépare les deux transformateurs. Le noyau, dont les déplacements sont linéaires et proportionnels aux forces qui lui sont appliquées, constitue le détecteur mécanique. Les enroulements primaires, reliés en série, sont parcourus par le même courant alternatif de 1000 Hz délivré par un générateur. Les signaux S_1 et S_2 recueillis aux bornes des secondaires, sont redressés et filtrés par un démodulateur. Les variations d'amplitude de S_1 et S_2 sont proportionnelles aux déplacements du noyau. La différence $S_1 - S_2$ représente la valeur de ces déplacements, et, par conséquent, la valeur de la force appliquée, en grandeur et en signe. Cette différence est nulle lorsque le noyau occupe sa position d'équilibre.

Ce dispositif peut mesurer une force extérieure appliquée sur le noyau mobile par l'intermédiaire d'une liaison au travers du boîtier : c'est le cas du dynamomètre. Ou bien, la force agissante peut être la seule force d'inertie du noyau mobile lorsque l'ensemble est déplacé, la force d'inertie étant proportionnelle à l'accélération du mouvement : c'est le cas de l'accéléromètre.

Selon la raideur de la membrane supportant le noyau, la sensibilité du détecteur ira de quelques Newtons à plusieurs centaines de Newtons pour un déplacement n'excédant pas quelques microns. Les capteurs utilisés ici, ont une plage de mesures de 200 Newtons pour les dynamomètres et $\pm 2,5$ g (g : accélération de la pesanteur) pour les accéléromètres.

Le zéro électrique de sortie du démodulateur peut être ajusté, à l'aide d'une contre-batterie, pour une valeur quelconque de la force appliquée. Ce réglage est appréciable, en particulier,

pour les dynamomètres. En effet, ces derniers ne travaillent qu'en traction et on ne peut mesurer des forces dans les deux sens d'une même direction qu'en appliquant aux capteurs une force de traction constante, égale à la moitié de la force totale admissible, le zéro de sortie étant ajusté pour cette valeur de la force.

La bande passante de l'ensemble détecteur-démodulateur est limitée à 100 Hz. La précision sur la linéarité de la réponse est meilleure que 0,5 p.100 pour toute l'étendue de la plage de mesures.

2 - Les systèmes mécaniques

a) le guide-mouvement (v. fig.5) :

Le dispositif utilisé a été décrit par CNOCKAERT (1968). Certaines modifications de détail y ont été apportées (LESTIENNE, 1971), ayant pour but essentiellement d'augmenter la rigidité du système mécanique, et de favoriser l'adoption d'une posture standardisée reproductible d'un examen à un autre.

Le sujet est assis, fermement solidarisé sur un siège permettant une posture stable (v. également fig.12). Deux sangles passées chacune autour de l'une des deux épaules, immobilisent le thorax qui se trouve appliqué fermement sur le dossier du siège. Par ailleurs, l'épaule droite s'appuie sur une butée. Le siège est réglable en hauteur de manière à ce que le bras soit toujours en position horizontale. L'avant-bras est immobilisé dans une gouttière fixée sur un support horizontal, mobile autour d'un axe vertical. L'ensemble est supporté par une colonne en acier de grosse section. Les frottements sont rendus négligeables par l'utilisation de roulements à billes. Le couple résultant, dû aux frottements, est

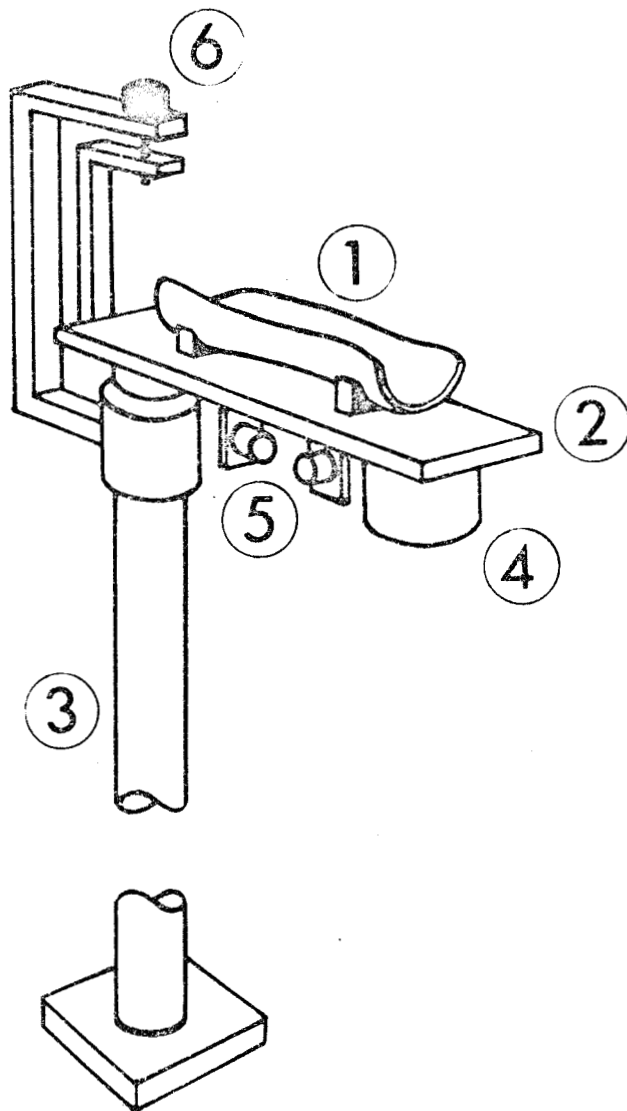


Figure 5

Schéma du guide mouvement.

- | | |
|--------------------|--------------------|
| (1) Gouttière | (4) Surcharges |
| (2) Support mobile | (5) Accéléromètres |
| (3) Colonne | (6) Goniomètre |

environ égal à 0,05 N.m. L'inertie de l'ensemble mobile par rapport à son axe de rotation est de 0,141 m².kg (I_0).

L'axe du coude coïncide approximativement avec celui du système mobile. La main est maintenue en semi-pronation. Des repères permettent de limiter l'amplitude des mouvements autour d'une position moyenne correspondant à la position de repos de l'articulation du coude, c'est-à-dire approximativement 75 degrés comptés à partir de l'extension complète (PERTUZON et LESTIENNE, à paraître).

Des surcharges composées de masses cylindriques en acier peuvent être fixées sous l'extrémité distale du système mobile, à 26 cm de l'axe de rotation et permettent de porter le moment d'inertie à $I_1 = 0,210$ m².kg, $I_2 = 0,278$ m².kg, $I_3 = 0,341$ m².kg, $I_4 = 0,410$ m².kg et $I_5 = 0,481$ m².kg.

Deux accéléromètres ACB ($\pm 2,5$ g) fixés sous le système mobile permettent de mesurer les deux composantes de l'accélération (γ_r) radiale, et (γ_t) tangentielle. Le déplacement angulaire est détecté par un goniomètre dont l'axe est assujéti au système mobile.

Le système mobile peut être immobilisé en position moyenne soit par deux ressorts de caractéristiques identiques, soit par un dynamomètre. Dans le premier cas, on réalise un pendule élastique dont la fréquence propre est liée à la surcharge fixée, et au couple de rappel des ressorts. Différentes valeurs du couple sont obtenues par déplacement du point d'attache des ressorts sur le système mobile. Le couple maximum a pour valeur 144 mN/rad. Ce montage a été utilisé pour l'étalonnage de la plateforme, d'une part, et d'autre part pour l'étude des mouvements de

va-et-vient de l'avant-bras, plus précisément, des mouvements qualifiés de passifs, par la suite.

Dans le deuxième cas, représenté sur la figure 6, le système mobile et l'avant-bras sont rigidement fixés. L'une des extrémités du dynamomètre est fixée sur le système mobile, l'autre extrémité est reliée à un point fixe. Deux montages différents du dynamomètre ont été utilisés. Dans le premier cas, le dynamomètre relie le système mobile à l'un des murs de la pièce où se déroule l'expérience. Le point d'attache est alors situé à l'extérieur de la plateforme. Dans le deuxième cas, le point d'attache du dynamomètre est constitué par un support rigide solidaire du plancher de la plateforme.

Ce montage est utilisé pour l'étude des montées de force. Dans les deux cas, on mesure la force tangentielle que développe le sujet pour tenter de déplacer le système mobile. La différence entre les deux montages réside dans le fait que la réaction mesurée par la plateforme est différente dans l'un et l'autre cas.

Enfin, une remarque technique doit être avancée sur la rigidité du guide-mouvements. En effet, si les frottements résistant aux mouvements du système mobile peuvent être considérés comme insignifiants, le défaut de rigidité de la colonne supportant le système mobile peut donner naissance à des phénomènes parasites. En particulier, lorsqu'un choc lui est appliqué, ou lorsque la force développée par le sujet varie brutalement, l'ensemble du système mobile est le siège de vibrations dont la fréquence est voisine de 18 Hz. Ces oscillations sont parfois apparentes sur certains tracés de la plateforme. Le phénomène peut être à l'origine d'une amplification des signaux dont la fréquence est voisine, pour des raisons

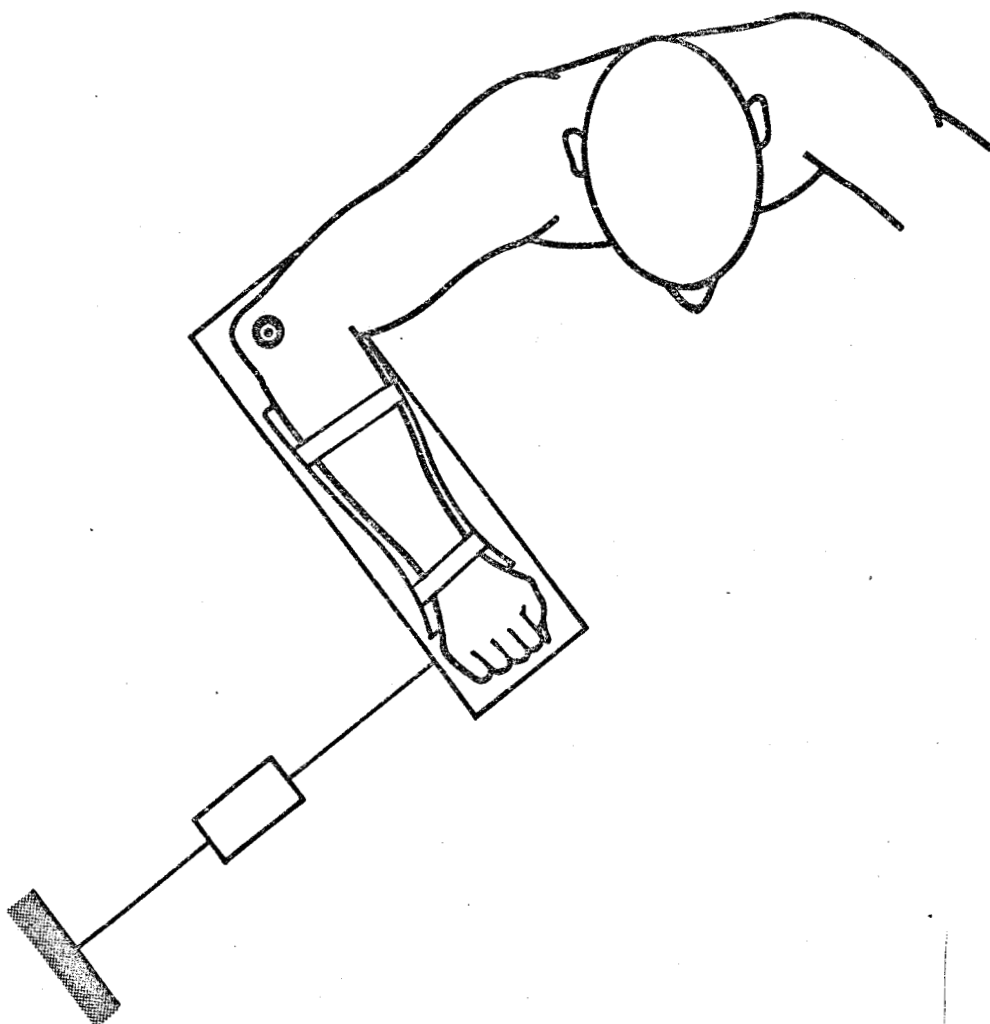


Figure 6

Schéma du montage du dynamomètre.

qui sont explicitées plus loin (§ b.3). C'est le cas du tremblement physiologique qui est notablement amplifié, les oscillations du tracé de réaction qu'il détermine pouvant prendre une valeur importante.

b) la plateforme de forces :

Une plateforme de forces est une surface plane horizontale dont le déplacement, par rapport à un système de références fixes, provoqué par l'application d'une force extérieure, permet de mesurer celle-ci. Les caractéristiques mécaniques de la plateforme doivent être telles qu'aucune distorsion ne soit apportée dans la mesure. Dans les limites de charge admissible, la mesure de la force doit être indépendante des conditions d'application de cette dernière. Du fait même des propriétés élastiques de ce dispositif, le déplacement est proportionnel à la force appliquée. Son comportement pourra varier en fonction de l'inertie du corps posé sur le plateau, et de la fréquence de variation de la force appliquée. L'assurance d'une mesure correcte des forces par la plateforme, nécessite la vérification de ses performances par un étalonnage statique et dynamique de sa sensibilité.

b.1 - Description (v. fig.7)

La plateforme utilisée se compose d'un plancher de forme carrée fixé sur un cadre métallique rigide, reposant en trois points, par l'intermédiaire de rotules, sur un bâti en acier solidaire du sol (*). Quatre points d'appui, dans le plan horizontal, sont matérialisés par quatre dynamomètres qui limitent les déplacements du plancher à une valeur imperceptible. Pour chacune des

(*) Ce matériel a été réalisé par la Société BERTIN (M. BRIEZ) et subventionné par le CNRS (Contrat n° 64.23.611).

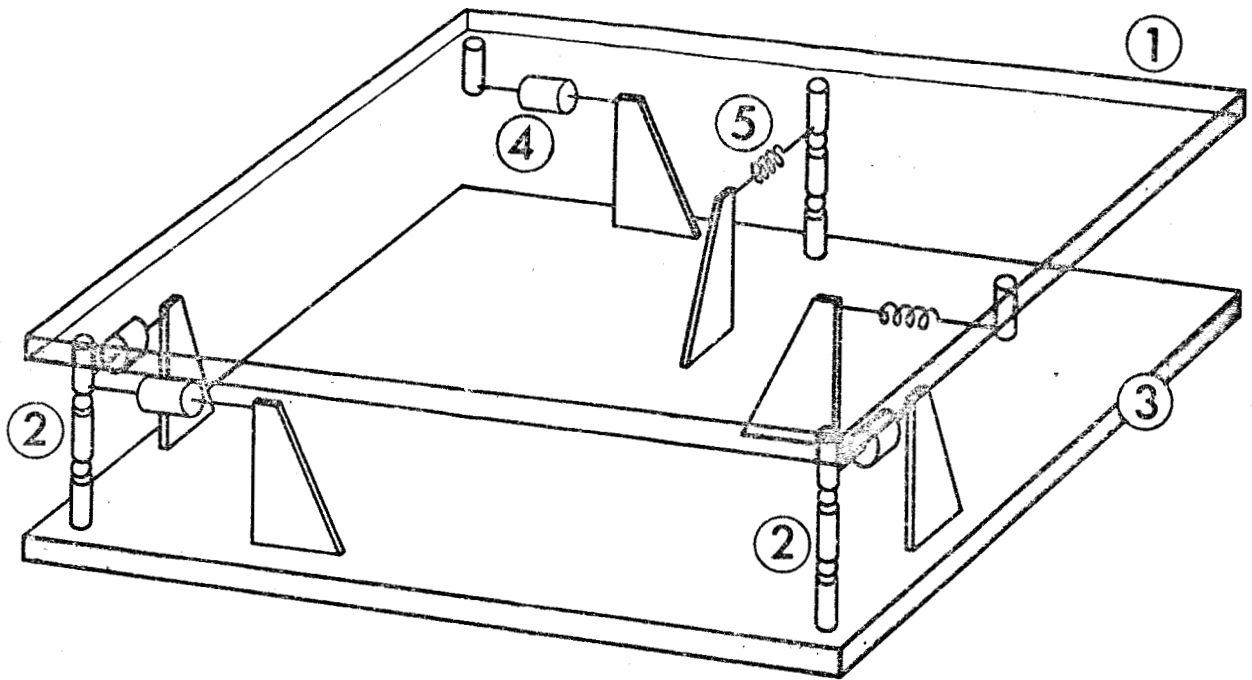


Figure 7

Schéma de la plateforme de forces.

- (1) Plancher dynamométrique
- (2) Rotules
- (3) Bâti
- (4) Dynamomètre
- (5) Ressort



deux directions perpendiculaires de référence OX et OY, on dispose de deux dynamomètres; on dispose également d'un ressort reliant le plateau à un point fixe, qui permet d'appliquer une tension initiale sur les dynamomètres.

b.2 - Comportement mécanique

Le comportement de la plateforme est régi par les lois de la mécanique classique qui découlent du principe fondamental de la mécanique.

- Application du principe fondamental

Les deux systèmes en présence sont en contact par un certain nombre de points. Le premier système est fixe par rapport au système d'axes de référence choisi : c'est le sol. Le second est constitué par la plateforme. Le torseur $[A]$ des actions de la plateforme sur le sol est égal et opposé au torseur $[R]$ des actions du sol que l'on appellera réactions du sol.

On ne considère ici que les résultantes des torseurs. La résultante des forces appliquées sur le plancher, est égale à la résultante des quantités d'accélération du même plancher. Les forces appliquées sont : les forces extérieures et les forces de réaction du sol.

$$\sum \vec{F}_e + \sum \vec{R} = m \cdot \vec{A}_p$$

$$\sum \vec{F}_e = \text{somme des forces extérieures}$$

$$\sum \vec{R} = \text{somme des réactions du sol}$$

\vec{A}_p = accélération au centre de gravité p du plancher
 μ = masse du plancher

En statique, \vec{A}_p est nul et $\vec{F}_e = - \vec{R}$.

En dynamique, \vec{A}_p n'est pas nul et dépend de l'amplitude du déplacement du plancher et de la fréquence de variation des forces appliquées. Le déplacement est inversement proportionnel à la raideur des liaisons et proportionnel à la valeur de la force. Par conséquent, en dynamique,

$$- \vec{R} = \vec{F}_e - \mu \cdot \vec{A}_p$$

Connaissant la valeur des réactions du sol, on peut déterminer la valeur des forces extérieures appliquées sur le plancher, à condition que le troisième terme de l'égalité soit nul.

- Détermination des résultantes

* réaction du sol :

La réaction du sol, égale et opposée à l'action de la plateforme, est mesurée aux différents points de contact entre les deux systèmes, par quatre dynamomètres. Les composantes de cette réaction sont R_1 , R_2 , R_3 , R_4 . Les directions de mesure des dynamomètres étant parallèles deux à deux aux axes de référence OX et OY, on a :

$$\begin{aligned} \vec{R}_1 + \vec{R}_2 &= \vec{R}_x \\ \vec{R}_3 + \vec{R}_4 &= \vec{R}_y \end{aligned}$$

pour :

$$\vec{R}_x + \vec{R}_y = \vec{R}$$

* accélération au centre de gravité du plancher :

Etant donné la faible amplitude des déplacements du plancher, l'accélération ne prend une valeur sensible que pour des fréquences de variation de la force assez élevées. Aux basses fréquences (< 5 Hz) cette accélération est quasiment nulle, si l'on considère que le déplacement maximum autorisé par les capteurs n'excède pas $50 \cdot 10^{-6}$ m. Par contre, lorsque la fréquence de variation de la force augmente, l'accélération croît comme le carré de la pulsation ω ($\omega = 2\pi \cdot N$). A première vue, il semble que le terme $\mu \cdot \vec{A}_p$ puisse être négligé lorsque la fréquence de variation de la force est faible ; cette condition est respectée dans le cas des mouvements étudiés. Les différents étalonnages permettront de vérifier cette hypothèse.

b.3 - Performances

Les étalonnages sont effectués dans le but de relever les performances de la plateforme et de vérifier en particulier : a) que la valeur de la réaction mesurée par la plateforme rend compte de la force appliquée ; la relation entre ces deux valeurs exprime la sensibilité du dispositif ; b) que cette sensibilité est indépendante des variations des conditions d'application de la force. Il s'agit précisément de la position du point d'application, de la masse des corps supportés par le plancher, de l'amplitude de la force appliquée et de la fréquence de la variation de force.

Afin de pouvoir comparer directement force et réaction, les deux composantes R_x et R_y sont sommées. On applique alors la relation de Pythagore, soit :

$$|R| = \sqrt{R_x^2 + R_y^2}$$

Le calcul de R est élaboré au moyen d'un calculateur analogique on-line.

- Etalonnage des dynamomètres

Avant leur mise en place sur le bâti, on procède à l'étalonnage des capteurs. Chacun des capteurs est fixé sur une potence et on suspend à leur extrémité différentes charges de masse connue. La valeur de la tension de sortie du détecteur est mesurée lorsque la force exercée par la charge varie de 0 à 200 Newtons. L'erreur sur la linéarité de la réponse est inférieure à 1 p.100 pour toutes l'étendue de la mesure. Un dynamomètre supplémentaire est étalonné et sera utilisé lors de l'étalonnage de la plateforme pour contrôler la valeur de la force appliquée.

- Etalonnage de la plateforme

* Etalonnage statique (v. fig. 8)

Des forces horizontales sont appliquées sur le plancher au moyen de charges suspendues à l'une des extrémités d'un câble dont l'autre extrémité peut être fixée en un point quelconque du plateau au moyen d'une poulie de renvoi. Un dynamomètre placé en série avec le câble, donne une mesure précise de la force

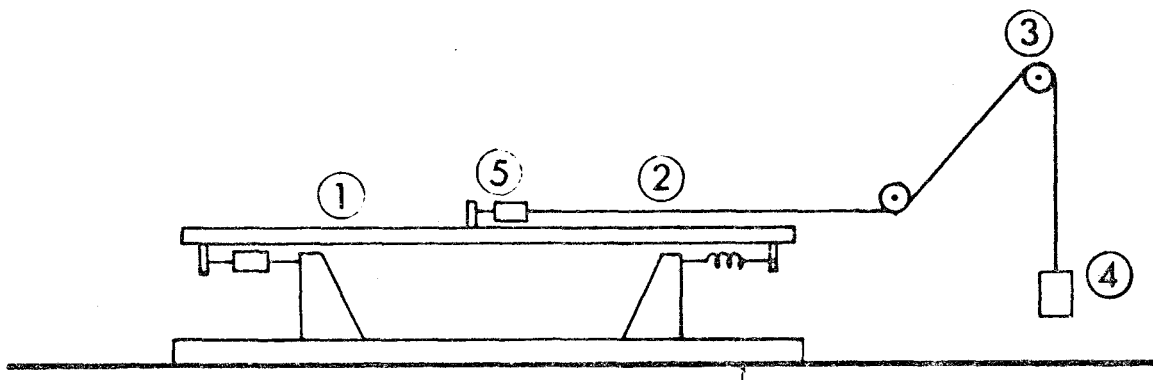


Figure 8

Schéma du montage utilisé pour l'étalonnage statique de la plateforme.

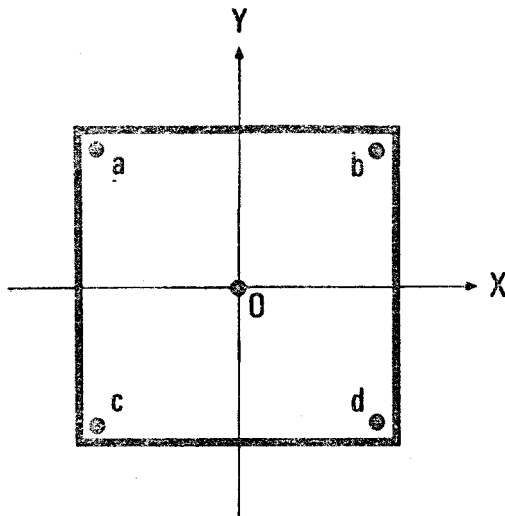
(Les appuis verticaux ne sont pas représentés)

- (1) Plancher de la plateforme
- (2) Cable
- (3) Poulie
- (4) Charge étalonnée
- (5) Dynamomètre

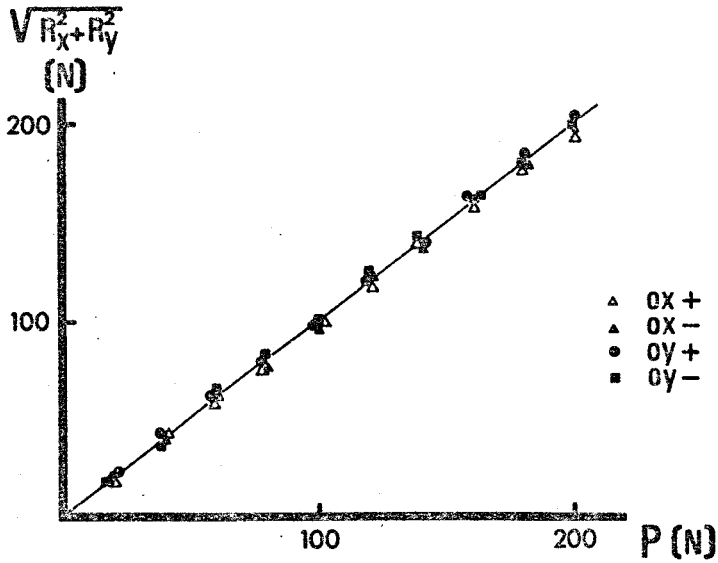
appliquée. Dix charges différentes correspondant à une force allant de 0 à 200 Newtons, sont successivement suspendues. Au cours de deux séries, la force est exercée selon quatre directions différentes en cinq points d'application différents dont l'un est situé au centre du plancher (v. fig. 9 a).

Les résultats obtenus dans ces conditions sont portés sur un même graphique (v. fig. 9 b). A chaque essai, la réponse est linéaire et l'erreur est inférieure à 5 p.100 pour l'ensemble des mesures.

Un test statique supplémentaire devait être imposé à la plateforme. Du fait du manque éventuel de rigidité de celle-ci, on pouvait se demander si l'exercice d'une force selon l'un des axes ne provoquait pas l'apparition d'une réponse selon l'autre axe. Il se trouve en effet que, lorsqu'on applique une force selon l'axe OX, par exemple, on détecte selon OY une force résiduelle, dont la valeur est égale environ à deux ou trois centièmes de la force appliquée. Ce phénomène prend une importance non négligeable lorsqu'on applique une force verticale sur le plancher. En effet, même si ce pourcentage est faible, comme le poids de l'ensemble du sujet, de son siège, et du système mobile est voisin de 150 kg, l'erreur sur les mesures de R_x et de R_y prend une valeur relativement importante. Le sens et la valeur de cette erreur dépendent du point d'application de la force sur le plancher. Néanmoins, au cours d'une expérience, les mouvements étant effectués dans le plan horizontal, la valeur de la force verticale ne varie pratiquement pas et l'erreur commise sur les mesures de la réaction est constante. On peut donc compenser cette erreur, au début de l'expérience, après que le sujet ait pris place sur la plateforme, en réajustant les zéros de chaque dynamomètre des différentes voies de mesure.



- a -



- b -

Figure 9

Etalonnage statique de la plateforme.

- a) Position des points d'application de la force et directions de la force appliquée
- b) Droite d'étalonnage pour le point O.



Ces phénomènes imputables à un manque de rigidité sont également responsables des oscillations de la plateforme qui sont examinées dans le paragraphe qui suit.

* Etalonnage dynamique

La force appliquée varie au cours du temps. Selon la fréquence de variations désirée, les moyens utilisés seront très divers.

Pour l'étude des fréquences basses (< 5 Hz), deux techniques différentes ont été utilisées : a) le montage utilisé pour l'épreuve statique est conservé, mais la charge est supprimée et une traction manuelle rapide est exercée sur le câble. La force peut atteindre 100 Newtons, la durée minimale de l'impulsion est de 0,1 s. La force et la réaction sont comparées de la même manière que précédemment ; b) la force est produite par le déplacement de la masse d'un pendule élastique, constitué par le système mobile du guide-mouvements relié à deux points fixes par deux ressorts tendus, comme décrit plus haut. La fréquence maximum que l'on peut obtenir, à l'aide de ce dispositif, est de l'ordre de 5 Hz. La force appliquée sur le plancher peut être calculée, connaissant la masse du système mobile et l'accélération du mouvement, comme il est indiqué plus loin (v. II - 1 - b).

En ce qui concerne l'étude de la réponse aux fréquences élevées, un problème se pose quant à la production d'une force variant très rapidement. En dehors des vibreurs électromagnétiques, on ne dispose d'aucun moyen permettant de produire de telles variations dont on puisse contrôler aisément l'amplitude et la fréquence. On peut néanmoins apprécier le comportement de la plateforme aux fréquences élevées à partir de la valeur de la fréquence propre d'oscillation, ou fréquence de résonance, de la

plateforme. On mesure celle-ci en appliquant un choc sur le plancher à l'aide d'un corps élastique. L'impulsion communiquée à la plateforme est suffisante pour que celle-ci oscille librement. Les oscillations apparaissent comme étant un signal complexe, composé de plusieurs fréquences. Le signal périodique résultant possède une fréquence voisine de 42 Hz lorsque le plateau n'est pas chargé. On note la présence d'un phénomène de battements (v. fig.10). Lorsqu'on charge progressivement le plateau, la valeur moyenne de la fréquence décroît (v. fig.11) mais reste supérieure à 20 Hz pour une charge de 1500 N, qui est supérieure au poids de l'ensemble du sujet, de son siège et du système guide-mouvement. La fréquence propre de la plateforme reste donc largement supérieure à la fréquence maximum des mouvements (5 Hz, au maximum).

Si on se réfère à l'étude de HUDSON (1962), la réponse d'une plateforme de forces à une force excitatrice, peut être affectée d'une amplification dont le coefficient C est, en première approximation, le suivant :

$$C = \frac{1}{f_i^2 \left(1 - \frac{1}{f_p^2} \right)}$$

C : coefficient d'amplification dynamique

f_i : fréquence d'excitation imposée

f_p : fréquence propre.

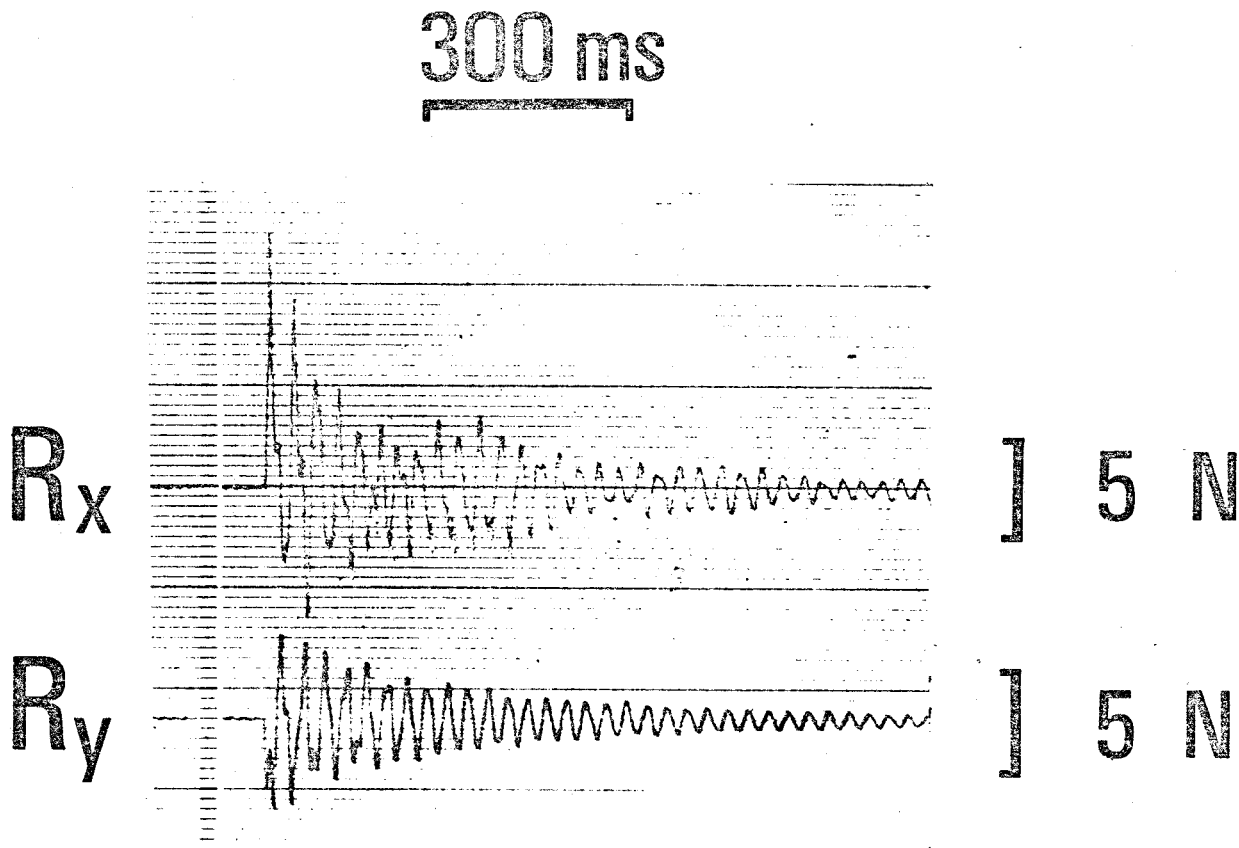


Figure 10

Enregistrement des oscillations propres de la plateforme de forces, déterminées par l'application d'un choc.

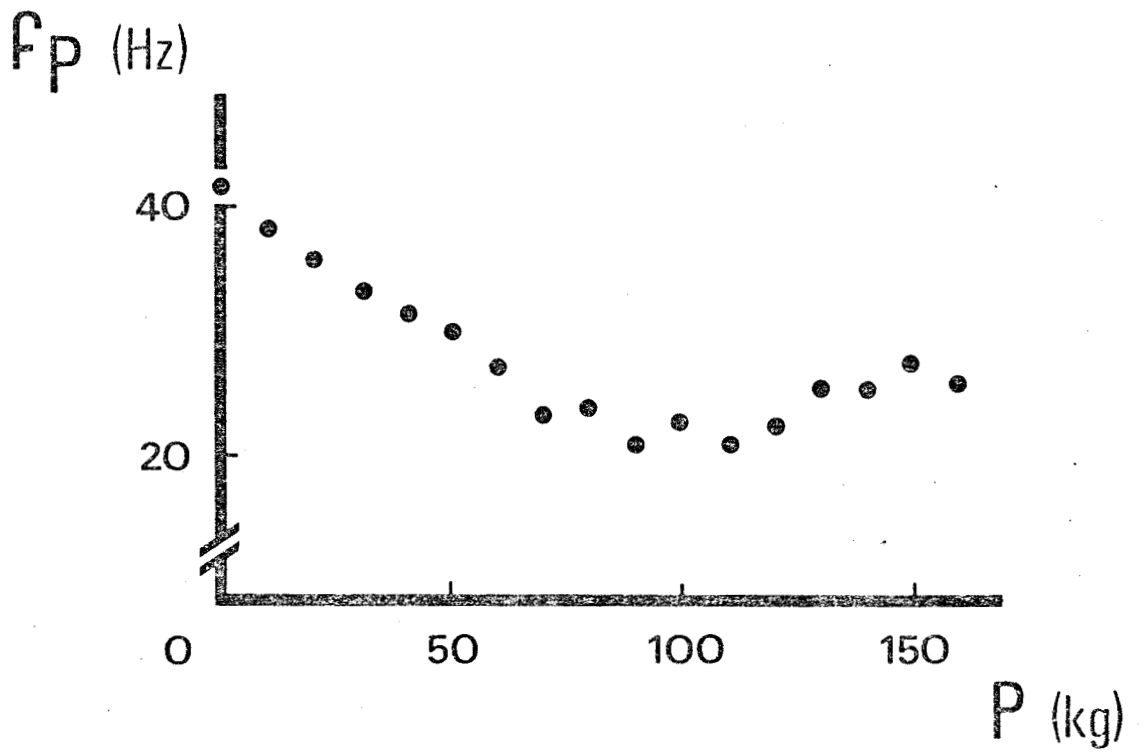


Figure 11

Variations de la fréquence propre des oscillations de la plateforme en fonction de la charge placée sur le plancher.

L'erreur résultant de cette amplification serait donc au maximum de 6 p.100. Toutefois, comme ce coefficient n'est strictement applicable qu'à un système non amorti, et que l'amortissement a pour effet d'en diminuer la valeur, il est vraisemblable qu'une erreur de 6 p.100 soit surestimée.

En conséquence, il semble que l'on puisse admettre le fait qu'en raison de la valeur suffisamment grande de la fréquence de résonance de la plateforme, la réponse dynamique ne sera affectée que d'une distorsion minime si la fréquence des mouvements étudiés ne dépasse pas une valeur faible. Il ne faut toutefois pas négliger l'éventualité que les mouvements étudiés impliquent des variations de force comportant des composantes harmoniques de rang élevé. Il peut alors se produire une amplification de celles-ci, la plateforme jouant le rôle de filtre passe-bande. Enfin, la sensibilité de la plateforme a été périodiquement contrôlée par un étalonnage rapide après chaque expérience.

Une représentation de la position relative des différents systèmes mécaniques est produite sur la figure 12.

c) Forces appliquées sur le plancher dynamométrique dans le cas des différents montages expérimentaux

Au cours des mouvements, la force appliquée sur le plancher dynamométrique représente la somme a) de la force résultante appliquée par le corps du sujet, b) des forces appliquées par les différents systèmes mécaniques fixés sur le plancher. Ceux-ci en l'occurrence appliquent une fraction de la force mise en jeu au cours des mouvements de l'avant-bras. En effet, à partir

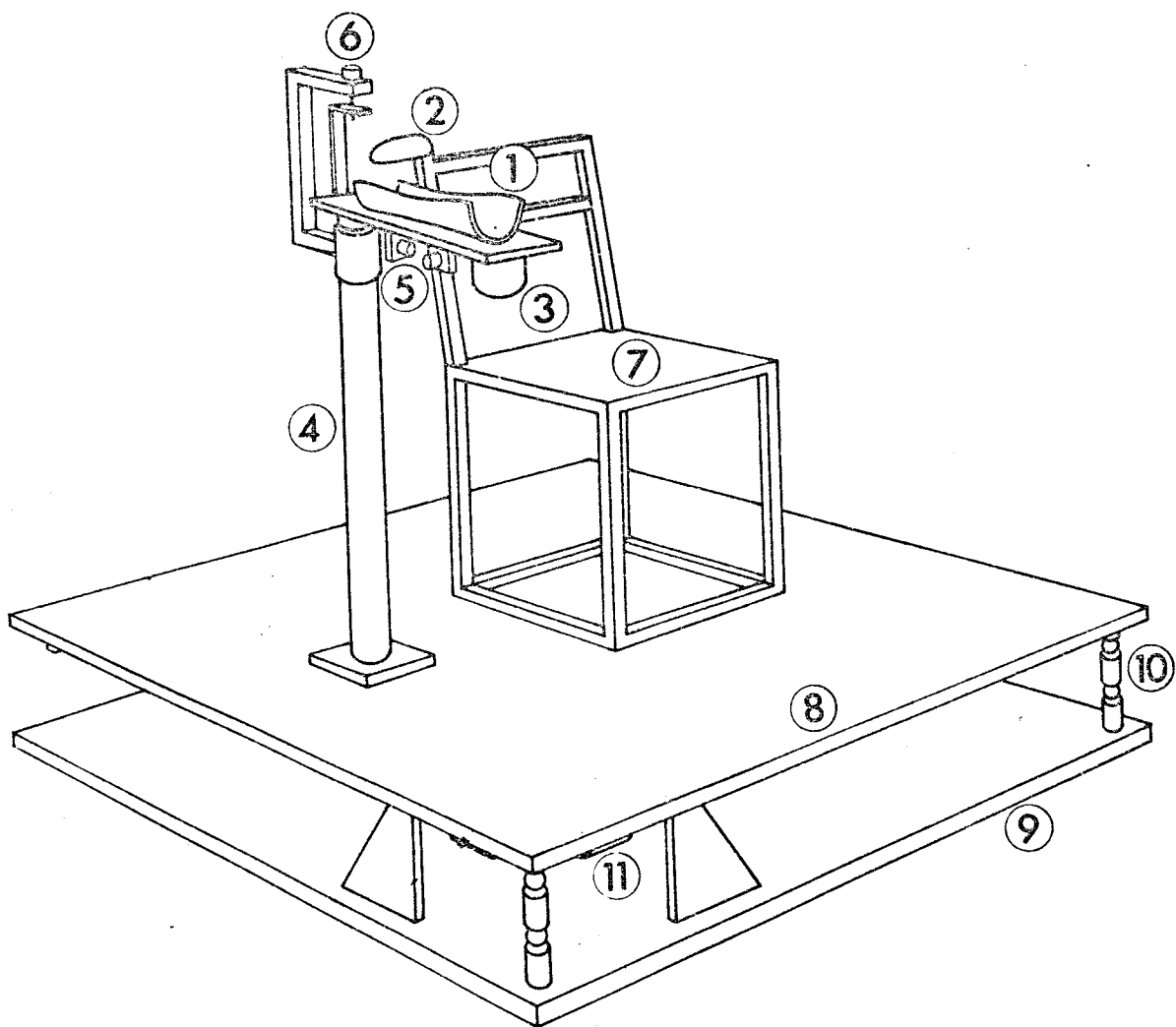


Figure 12

Schéma de l'ensemble des systèmes mécaniques.

- | | |
|--------------------|-----------------------------|
| (1) Gouttière | (7) Siège |
| (2) Butée d'épaule | (8) Plancher dynamométrique |
| (3) Surcharges | (9) Bâti |
| (4) Colonne | (10) Rotules |
| (5) Accéléromètres | (11) Dynamomètres |
| (6) Goniomètre | |

du coude, la force est transmise non seulement, par le corps du sujet, mais également par la colonne du système mobile et, dans le cas des mouvements passifs, par les ressorts et leurs montants de fixation. Il apparaît donc que la part relative des différents éléments du dispositif de transmission de la force varie d'un type de mouvement à un autre. Autrement dit, la force appliquée au corps par l'intermédiaire du bras est susceptible de varier.

En ce qui concerne les montées de force, la fraction de la force appliquée par la colonne du système mobile étant vraisemblablement la même quel que soit le montage du dynamomètre elle sera supposée constante et ne sera pas prise en compte dans le cas des montées de force. Néanmoins, la force appliquée sur le plancher est différente selon que le point d'attache du dynamomètre est situé à l'extérieur du plancher, ou sur le plancher lui-même.

En effet, dans le premier cas seule la force résultante appliquée par le corps du sujet est équilibrée par la réaction. Cette force résultante représente la somme des forces mises en jeu par les mouvements des masses corporelles, et de la force extérieure appliquée sur l'avant-bras par l'intermédiaire du dynamomètre. Cette force extérieure est égale et opposée à la force développée par le sujet pour tenter de déplacer le système mobile. Dans le deuxième cas, la réaction équilibre d'une part, la même force résultante appliquée par le corps du sujet, et d'autre part, la force appliquée par le support du dynamomètre, fixé sur le plancher. Celle-ci est égale à la force développée par le sujet pour tenter de déplacer le système mobile. Par

conséquent, la réaction mesurée lorsque le dynamomètre est fixé sur le plancher, est égale à la somme algébrique de la force appliquée par le sujet sur le dynamomètre, et de la force résultante appliquée par le corps sur le plancher. Cette somme algébrique est en fait égale à la différence entre ces deux forces. La réaction mesurée dans ce cas sera notée R^* dorénavant.

II - CALCUL DES DIFFERENTES FORCES

1 - Expression mathématique des forces

Afin de pouvoir comparer force résultante et réaction, il est nécessaire que celles-ci soient repérées par le même système d'axes. Elles sont donc représentées par leurs composantes suivant OX et OY, qui sont respectivement F_x , F_y , R_x , R_y .

a) Calcul de R_x et R_y :

Les composantes sont obtenues directement par sommation des réponses des capteurs pour chacune des deux directions :

$$R_1 + R_2 = R_x$$

$$R_3 + R_4 = R_y$$

b) Calcul de F_x et F_y :

F_x et F_y sont obtenus par projection de F sur OX et sur OY.

- Cas du mouvement

La force mise en jeu au cours du mouvement par le déplacement de l'avant-bras, est calculée à partir de la quantité d'accélération mesurée au centre de gravité de ce dernier. En effet :

$$F_g = m \cdot \gamma_g$$

F_g : force résultante

m : masse de l'avant-bras

γ_g : accélération au centre de gravité g de l'avant-bras.

γ_g est mesuré par deux accéléromètres qui donnent les valeurs des composantes radiale γ_r et tangentielle γ_t de l'accélération (v. fig.13 a). La direction de ces composantes varie au cours du mouvement et on calcule leur projection sur OX et OY connaissant Θ , l'angle formé par la direction de l'avant-bras d'une part, et l'axe OY, d'autre part (v. fig.13 b).

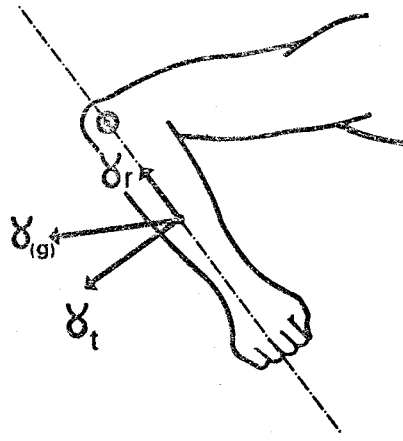
soit
$$\gamma_x = -\gamma_r \cdot \sin \Theta + \gamma_t \cdot \cos \Theta$$

$$\gamma_y = \gamma_r \cdot \cos \Theta + \gamma_t \cdot \sin \Theta$$

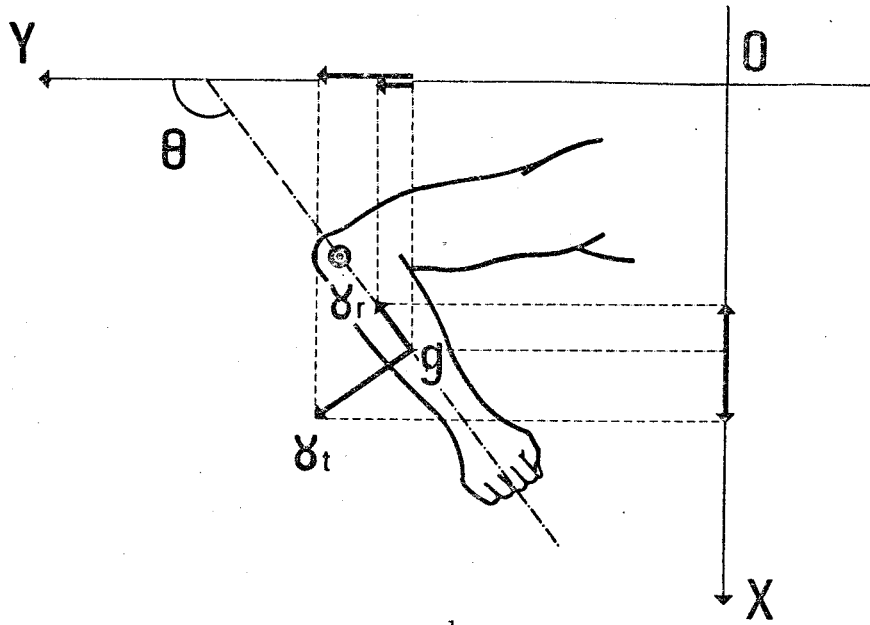
d'où

$$F_x = m \cdot (-\gamma_r \sin \Theta + \gamma_t \cos \Theta)$$

$$F_y = m \cdot (\gamma_r \cos \Theta + \gamma_t \sin \Theta)$$



- a -



- b -

Figure 13

Décomposition de l'accélération.

- a) Selon le rayon et la tangente de la circonférence centrée sur l'axe du coude et passant par le centre de gravité de l'avant-bras.
- b) Projections selon les directions OX et OY.



En raison de la non coïncidence des points de fixation des accéléromètres et du centre de gravité de l'ensemble mobile, il est nécessaire de corriger l'erreur commise dans la mesure des composantes de l'accélération. Si, A_g est la distance du centre de gravité de l'ensemble mobile à son axe de rotation, et A_R et A_T , respectivement, les distances de fixation des accéléromètres, radial et tangentiel, on a :

$$\gamma_{r(g)} = \frac{\gamma_r \cdot A_g}{A_R} = K_1 \cdot \gamma_r$$

$$\gamma_{t(g)} = \frac{\gamma_t \cdot A_g}{A_T} = K_2 \cdot \gamma_t$$

Les valeurs des composantes figurées dans le calcul de γ_x et γ_y sont les valeurs corrigées.

- Cas de l'effort statique

La force est directement mesurée par un dynamomètre. Seule la composante tangentielle est prise en considération. En effet, étant donné l'incidence du muscle principal agoniste, le biceps, sur l'avant-bras, dans la position adoptée, la composante radiale peut être négligée. La valeur de la force, comme précédemment est projetée sur OX et OY.

2 - Calcul analogique de R et de F

Les équations donnant les valeurs de R et de F sont programmées sur un calculateur analogique on-line (S.E.A., type NADAC 20). Les opérateurs électroniques qui composent ce calculateur permettent de simuler la fonction que l'on désire étudier en reproduisant une fonction mathématique analogue. Il faut, pour cela, relier entre eux, de façon adéquate, un certain nombre d'opérateurs élémentaires qui effectuent simultanément et à chaque instant, les opérations nécessaires à la résolution des équations programmées. Les variables sont figurées par des tensions électriques appliquées aux entrées des opérateurs. Le procédé de calcul implique l'utilisation d'opérateurs complémentaires dont le rôle est d'adapter les impédances entre les différents opérateurs. D'autre part, la reproduction électronique d'une fonction mathématique simple est parfois complexe et nécessite l'introduction de la variable sous plusieurs formes différentes. Ces détails de calcul, spécifiquement électroniques, ne sont pas mentionnés dans l'exposé du plan de calcul.

a) Calcul de R (v. fig. 14)

- Composantes R_x et R_y

Les tensions correspondant à R_1 , R_2 , R_3 , R_4 , après démodulation et adaptation, sont amplifiées (amplificateurs ROCHAR). Les sommes $R_1 + R_2$, soit R_x et $R_3 + R_4$, soit R_y , sont effectuées par deux sommateurs.

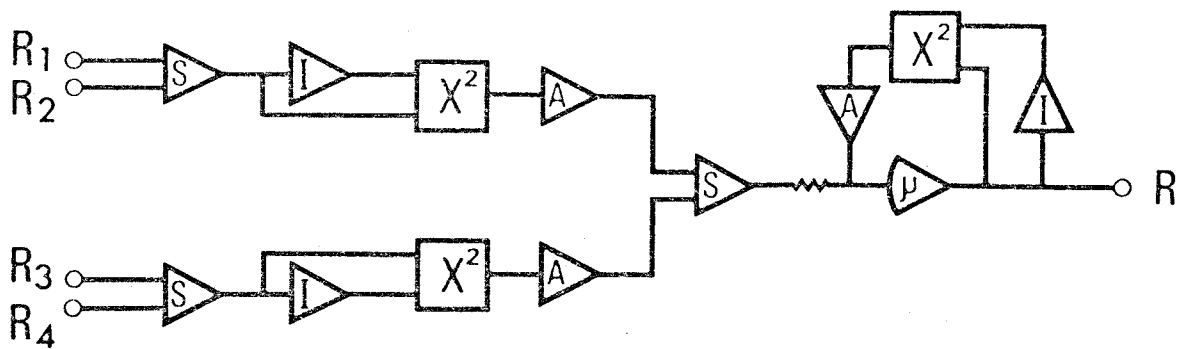


Figure 14

Schéma du calcul analogique de $R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2}$

- I : inverseur
- A : adaptateur
- S : sommateur
- μ : amplificateur opérationnel

$$\text{- Valeur absolue de } R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2}$$

L'élévation au carré de R_x et de R_y est obtenue au moyen de deux traducteurs de fonction X^2 . Les tensions représentant R_x^2 et R_y^2 sont ensuite sommées. L'extraction de la racine est réalisée par un amplificateur bouclé par un traducteur X^2 .

b) Calcul de F (v. fig. 15)

$$F_x = m. (- \gamma_r \sin \Theta + \gamma_t \cos \Theta)$$

$$F_y = m. (\gamma_r \cos \Theta + \gamma_t \sin \Theta)$$

* Deux traducteurs de fonction calculent le sinus et le cosinus de Θ , le déplacement angulaire. A l'entrée de ces modules, une variation de tension de 1 volt représente un angle de 10 degrés. Un opérateur potentiométrique P_1 permet de réaliser cette condition, en ajustant la tension provenant du goniomètre de telle façon que Θ variant de +180 à - 180 degrés, on ait à l'entrée des traducteurs de fonction de +18 à -18 volts.

* Quatre multiplieurs effectuent, ensuite les produits de γ_t et de γ_r par sinus Θ et cosinus Θ . Les corrections de γ_r et de γ_t interviennent avant que ces tensions ne soient dirigées vers les entrées des modules multiplieurs. Pour cela, on applique les coefficients de proportionnalité K_1 et K_2 à l'aide de deux opérateurs potentiométriques P_2 et P_3 . Ensuite, les quatre produits obtenus sont sommés deux à deux par deux sommateurs (S).

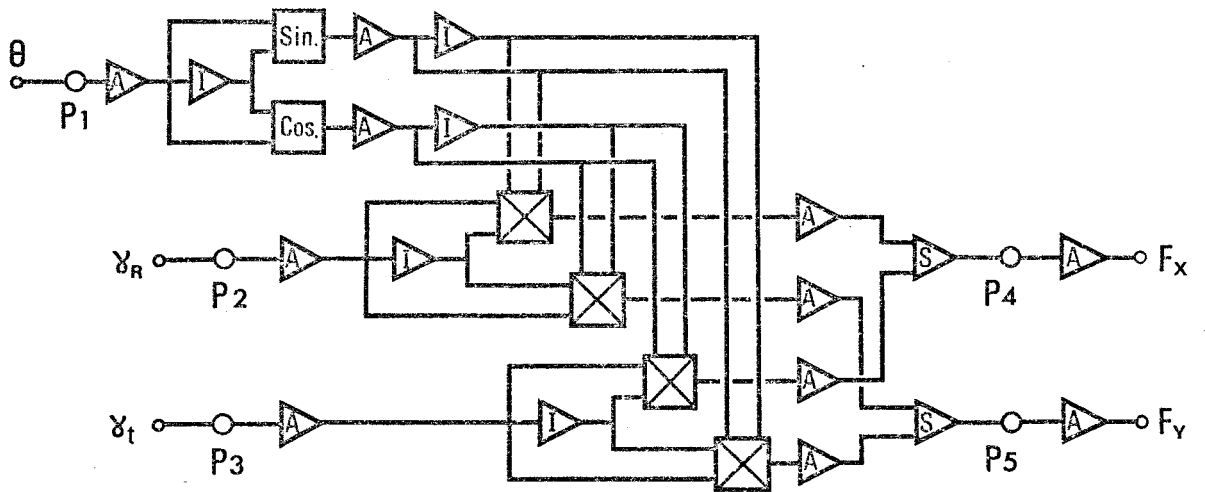


Figure 15

Schéma du calcul analogique de F_x et de F_y

A : amplificateur adaptateur d'impédance

I : amplificateur inverseur

(Explications dans le texte)

* Les deux sommes représentant δ_x et δ_y sont ensuite affectées d'un coefficient correspondant à m, à l'aide d'un potentiomètre (P₄ ou P₅).

III - TECHNIQUE ELECTROMYOGRAPHIQUE

I - Détection et amplification de l'activité myoélectrique

La détection de l'activité électrique musculaire, de type bipolaire, est réalisée grâce à des électrodes de surface. Selon les expériences, deux des quatre muscles suivants ont été l'objet de cette détection. Ce sont :

- le biceps brachii, au niveau du point moteur
- le triceps brachii, sur la partie médiane
- le grand pectoral
- le deltoïde (fibres postérieures).

Les électrodes (type BECKMAN) sont constituées par une pastille d'argent chloruré, encastrée profondément dans le corps de l'électrode. Le contact avec la peau est assuré par de la pâte conductrice au travers d'une grille. L'électrode est fixée sur la peau au moyen d'un collier adhésif. Une fois l'emplacement repéré, selon des critères anatomiques, la peau est poncée jusqu'à l'apparition d'un léger érythème, puis dégraissée et desséchée à l'aide d'un coton imbibé d'un mélange éther-alcool. Les deux électrodes sont alors fixées à quelques centimètres l'une de l'autre. Cette technique permet d'obtenir des résistances inter-électrodes faibles (de l'ordre de quelques milliers d'ohms).

Les signaux électriques recueillis, sont de faible amplitude, de l'ordre du millivolt, ou moins. Ils sont dirigés vers une chaîne d'amplification dont les principales caractéristiques sont :

- entrée différentielle à haute impédance (plusieurs $M\Omega$)
- sortie assymétrique à basse impédance
- bande passante linéaire de 0 à 20 kHz à 0,3 dB.

2 - Quantification de l'E.M.G.

Afin de comparer plus facilement l'activité électrique aux variables mécaniques, les signaux E.M.G. sont transformés en un tracé continu qui est l'enveloppe de l'E.M.G. (EMG_e). On utilise pour cela, un dispositif de redressement et filtrage constitué par trois cellules RC en série (LESTIENNE, 1967). La constante de temps de ce circuit est de 40 ms. Il en résulte que les variations rapides de potentiel sont susceptibles d'être atténuées, en particulier les phases de décroissance des EMG_e sont sans signification physiologique, dans le cas des mouvements rapides.

IV - TECHNIQUES D'ENREGISTREMENT

Toutes les variables mécaniques ainsi que les activités électriques sont enregistrées simultanément. Ce sont :

- le déplacement angulaire, Θ
- l'accélération angulaire, Θ''
- les forces, F_x et F_y
- les réactions, R_x et R_y
- les enveloppes, EMG_e

On a utilisé à cet effet, un enregistreur photographique multivoies à inscription directe (type A.C.B.). Le papier photographique est impressionné par un spot lumineux provenant d'un miroir qui réfléchit les rayons d'une lampe à vapeur de mercure haute pression. Le miroir est fixé sur l'équipage mobile d'un galvanomètre. L'application d'une tension électrique aux bornes du galvanomètre provoque la déviation du spot sur le papier qui défile devant le miroir.

La base de temps indique sur le papier, par des traits verticaux différenciés, la seconde, le dixième et le centième de seconde. Un lignage millimétrique horizontal est obtenu par réflexion de la lumière sur une règle graduée.

Chaque galvanomètre reçoit un des signaux à enregistrer après que ceux-ci aient été amplifiés et adaptés. Les traces des spots s'inscrivent sur le papier recouvert d'une émulsion spéciale à noircissement direct sous l'action même de la lumière ambiante. Les enregistrements sont ainsi directement exploitables sans servitude de développement.

Selon la fréquence des phénomènes à enregistrer, deux types de galvanomètres ont été utilisés. Pour les variables mécaniques, par exemple, une fréquence de coupure de 80 Hz est suffisante pour ne pas apporter de distorsions. C'est le cas des galvanomètres du premier type. Par contre, les signaux EMG nécessitent l'emploi de galvanomètres dont la fréquence nominale est suffisamment élevée. Elle est ici, de 450 Hz. Les constantes de temps de ces galvanomètres sont respectivement de 5 ms et 1 ms. Par contre, il s'avère que la précision du réglage mécanique de l'alignement des spots est de 20 ms, à la vitesse utilisée.

Un enregistreur magnétique (AMPEX) permet de doubler les enregistrements. Les données ainsi stockées peuvent être ensuite traitées à volonté. On peut, par exemple, examiner l'évolution d'une variable par rapport à une autre sur une table traçante travaillant en XY.

Enfin, un oscilloscope permet, à tout moment, de contrôler les variables enregistrées.

Un schéma synoptique du dispositif expérimental est présenté sur la figure 16.

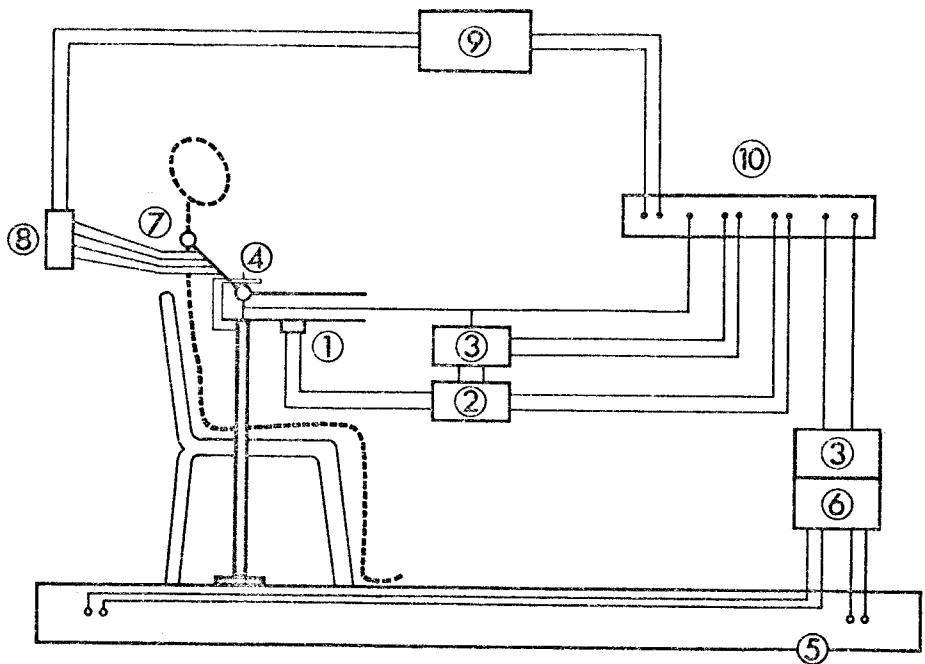


Figure 16

Schéma synoptique du dispositif expérimental de mesures.

- | | |
|-----------------------------|---|
| (1) accéléromètres | (6) ensemble démodulateur et adaptateur |
| (2) modulateur-démodulateur | (7) électrodes EMG |
| (3) calculateur analogique | (8) préamplificateur |
| (4) goniomètre | (9) dispositif d'enveloppes |
| (5) plateforme de forces | (10) enregistreur multivoies |

B - PROTOCOLE

Les résultats sont issus d'une expérimentation à laquelle ont participé quatre sujets masculins d'âge inférieur à 30 ans, de taille et de corpulence variées, et n'ayant pas subi d'entraînement particulier.

Chaque sujet a subi deux examens identiques qui comportent chacun six séries de mouvements de va-et-vient, une série de mouvements unidirectionnels de flexion effectués pour trois inerties (I_0 , I_3 , I_5) et une série de montées de forces isométriques.

Les mouvements de va-et-vient sont réalisés, soit par entraînement passif de l'avant-bras par un dispositif mécanique externe composé de ressorts et décrit dans la technique (mouvements "passifs"), soit par contractions alternées des muscles agonistes et antagonistes (mouvements "actifs").

Pour les mouvements passifs, il est demandé aux sujets d'être aussi détendus que possible. Les mouvements sont obtenus en laissant osciller librement le pendule élastique constitué par les ressorts et l'ensemble constitué par le système mécanique mobile et l'avant-bras. Une deuxième série a été effectuée pour laquelle le couple de rappel des ressorts a été diminué de moitié.

Quatre séries de mouvements de va-et-vient actifs sont effectuées. Il est demandé aux sujets d'exécuter des mouvements d'amplitude constante, selon une cadence imposée, indiquée par des tops sonores délivrés par un métronome électronique. Afin que les

valeurs maximales de la force atteintes pour chaque cadence considérée soient approximativement du même ordre, l'excursion angulaire du mouvement est réduite lorsque la cadence augmente. Cette amplitude angulaire est indiquée par des repères mobiles, situés de part et d'autre de la position moyenne. Les conditions d'exécution des mouvements s'établissent comme suit :

Inertie	Cadence (mvts/mn)*	Angulation (degrés)**
I ₀	90	34
	110	24
	130	18
	150	18
I ₃	65	36
	90	24
	110	18
	130	9
I ₅	65	36
	90	18
	110	12
	130	6

* Un mouvement comporte une flexion suivie d'une extension

** De part et d'autre de la position moyenne.

Pour chaque condition, il est demandé au sujet, tout en respectant absolument la consigne de cadence, de produire des mouvements de va-et-vient réguliers et, comme il a été dit, d'amplitude constante, sans toutefois que cette dernière consigne soit présentée comme primordiale. Après cette période "stationnaire" on demande de diminuer l'amplitude des mouvements progressivement en conservant cependant le rythme imposé.

De plus, après les mouvements de va-et-vient et les mouvements unidirectionnels, des efforts statiques de flexion ont été également examinés. Le système mobile est alors immobilisé en position moyenne, par l'intermédiaire d'un dynamomètre selon une procédure décrite dans la technique. La valeur de la force détectée par le dynamomètre est visualisée sur l'écran de l'oscilloscope. Il est demandé au sujet de développer une force contre le dynamomètre et de la maintenir pendant quelques secondes. La durée, l'amplitude ainsi que le temps d'établissement de la force sont figurés par des repères visuels sur l'écran de l'oscilloscope. Pour chacun des quatre niveaux de force (30, 45, 60, 75 N), trois valeurs du temps d'établissement (0.1 s, 0.2 s, 0.3 s) ont été indiquées successivement dans un ordre de vitesse et de force croissantes. Chaque série correspondant à un niveau donné débute par le temps de montée le plus long.

D'un examen à un autre, l'ordre de présentation des surcharges, des gammes de cadences, et des types de mouvements est permuté de façon à éviter l'influence éventuelle de l'ordre de passation des épreuves. Entre les séries de mouvements d'un même examen, une pause suffisante est respectée afin d'éviter les risques de fatigue.

Tous les sujets examinés au cours de ces diverses expériences font partie du personnel permanent du Laboratoire. Ils sont, par conséquent, accoutumés à ce genre d'examen néanmoins avant chaque série expérimentale, une série de mouvements préliminaires a été, en tout cas, effectuée.

D'autre part, faisant suite à l'étude technique proprement dite, et précédant la présente expérimentation, une série préliminaire complète a permis de mettre au point, outre la technique de mesure des variables mécaniques, - en particulier, le calcul instantané des différentes forces-- le protocole expérimental.

- CHAPITRE II -

RESULTS
-:-:-:-:-:-:-:-:-:-:-

L'exposé des résultats, qui fait l'objet du présent chapitre, est précédé d'une description détaillée des enregistrements sur lesquels sont effectuées les mesures, et dont quelques reproductions illustrent la description.

A - DESCRIPTION DES ENREGISTREMENTS

La même disposition des tracés sur le papier d'enregistrement a été adoptée pour tous les types de mouvement. Sur les enregistrements reproduits, les différents tracés sont désignés par des symboles, déjà utilisés dans le texte et dont la signification est rappelée ci-dessous. On distingue de haut en bas :

- . EMG e : enveloppe de l'électromyogramme de surface du deltoïde postérieur (D) et du pectoralis major (P) ;

- . Θ : déplacement angulaire ;
- . Θ'' : accélération angulaire ;
- . R_x : réaction du sol selon l'axe OX ;
- . F_x : projection de la force F selon l'axe OX ;
- . F_y : projection de la force F selon l'axe OY ;
- . R_y : réaction du sol selon l'axe OY.

Les enregistrements de montées de force ne comportent ni le tracé de Θ , ni celui de Θ'' ; ces deux variables étant nulles dans ce cas. D'autre part, le tracé de F est substitué à ceux de F_x et de F_y .

Les échelles de temps et d'amplitude sont indiquées sur les enregistrements.

I - DESCRIPTION DES MECANOGRAMMES

1 - Mouvements passifs de va-et-vient (v. fig.17)

La principale caractéristique de ces mouvements est leur périodicité. On la remarque sur chacun des tracés correspondant aux différentes variables mécaniques.

Les mouvements de l'avant-bras sont de type pendulaire. Si l'amplitude reste peu importante, le déplacement Θ est une fonction sinusoïdale du temps, ainsi que l'accélération angulaire Θ'' , qui est en avance de 180° sur Θ .

Les tracés de la force et de la réaction suivent également un décours périodique qui, toutefois, n'est plus sinusoïdal. On remarque, tant en X qu'en Y, la similitude de forme entre les tracés

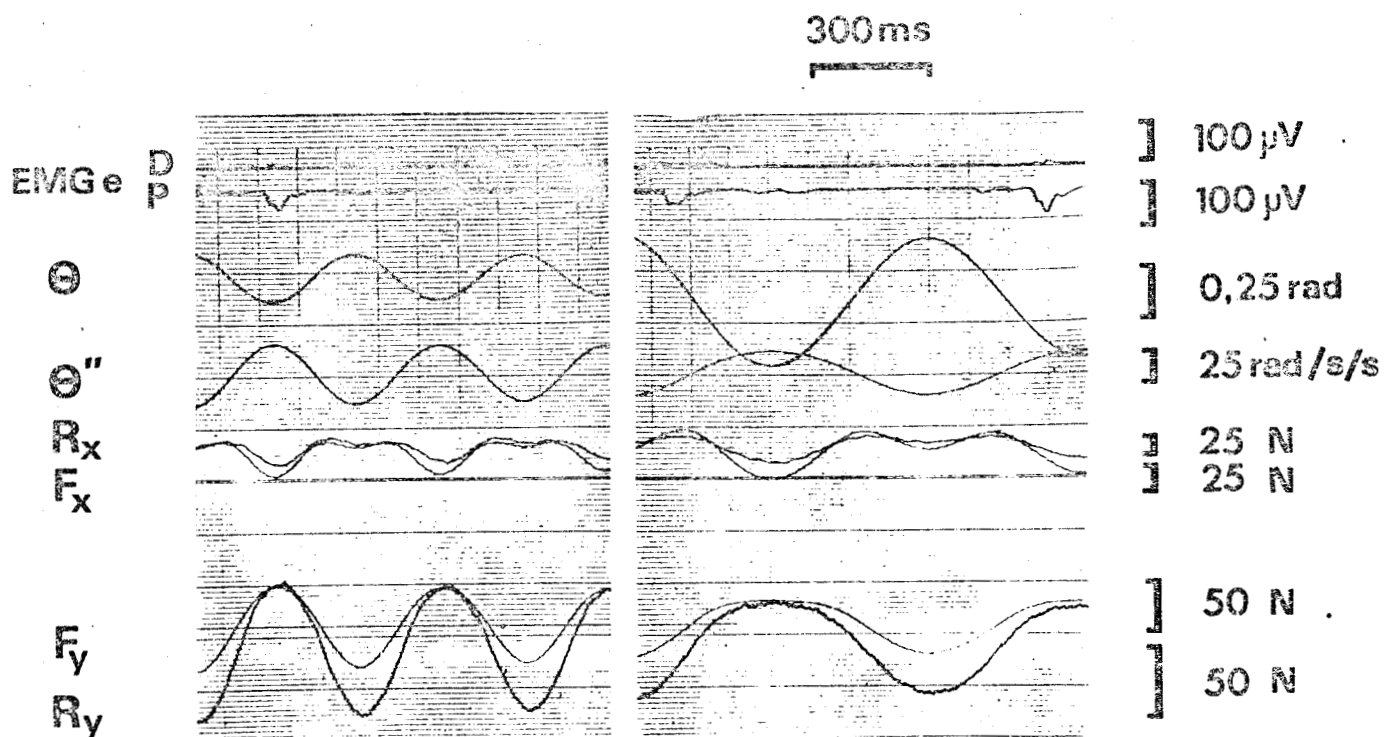


Figure 17

Enregistrements de mouvements passifs de va-et-vient de fréquence différente, effectués contre la même inertie.

. A gauche - $f = 140$ mvts/mn

. A droite - $f = 70$ mvts/mn

(F.B. 30.6.71 - I₃)

de la force et de la réaction. Il faut noter également l'amplitude relativement peu importante de F_x et de R_x par rapport à celle de F_y et de R_y compte tenu des coefficients d'amplification respectifs. L'expression mathématique de ces différents paramètres est une fonction trigonométrique complexe du temps. Alors que les courbes représentant F_y et R_y conservent une forme dont l'allure est approximativement sinusoïdale, celles de F_x et de R_x suivent un décours très différent. Celui-ci se présente comme une alternance périodique d'ondes positives et négatives, dont la période T est égale au temps qui sépare les maxima de deux ondes négatives successives. Chaque onde positive comporte deux maxima, séparés par une petite déflexion, qui s'inscrivent au bout d'un temps environ égal à $T/3$ et à $2 T/3$, respectivement.

Les maxima des différents paramètres enregistrés sont contemporains. On peut les aligner tous sur un trait vertical passant par l'un quelconque de ces points. Il semble donc, en première étude, qu'il n'y ait pas de déphasage entre les différentes variables mécaniques (à $k\pi$ près).

Aucune différence dans les caractères que l'on vient d'énoncer n'a été constatée en rapport avec la fréquence des mouvements. La comparaison des enregistrements de deux mouvements exécutés à vitesse différente permet de s'en rendre compte.

2 - Mouvements actifs de va-et-vient (v. fig. 18)

Les mouvements actifs se distinguent des précédents par un certain nombre de points. Si l'allure du tracé de déplacement (Θ) peut encore être considérée comme sinusoïdale, la forme de la courbe d'accélération angulaire devient plus irrégulière.

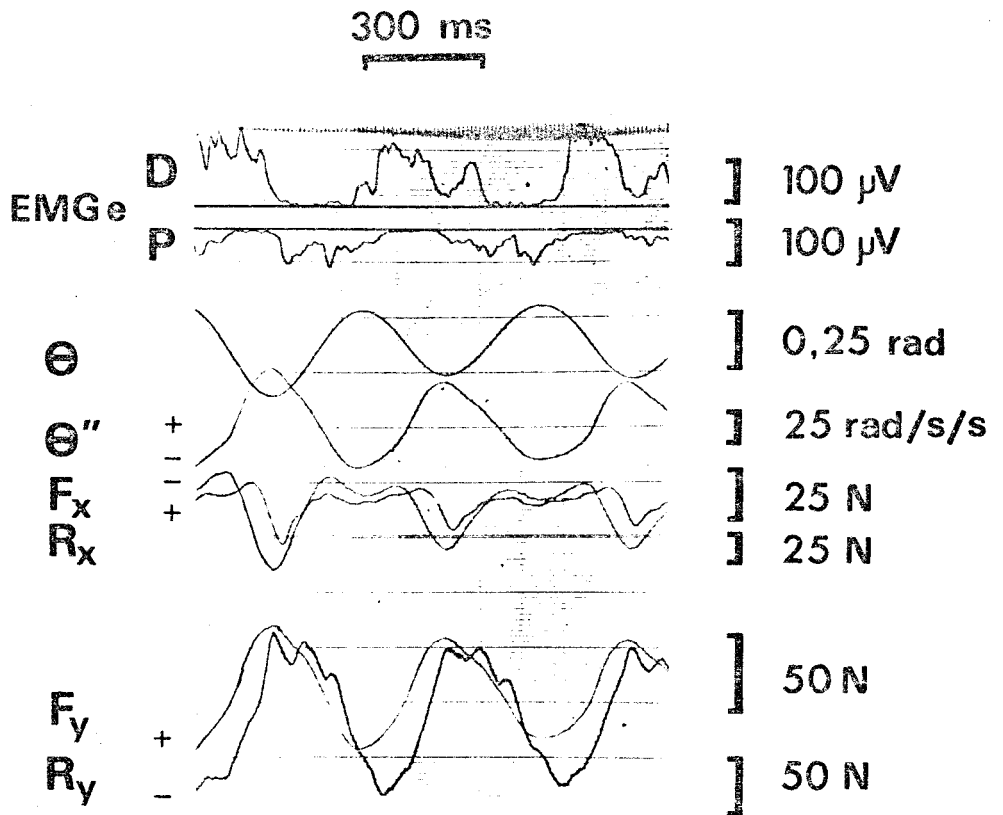


Figure 18

Enregistrement de mouvements actifs
de va-et-vient.

(F.B. 13.7.71 - I₀)



Son décours est marqué par des variations de pente brutales, qui apparaissent très nettement aux fréquences basses, et qui s'estompent aux fréquences élevées.

On relève les mêmes irrégularités sur les tracés de F_x , de F_y , de R_x et de R_y qui sont beaucoup moins lisses que les tracés correspondant aux mouvements passifs dont ils conservent néanmoins l'allure générale.

D'autre part, il apparaît un déphasage se traduisant par un retard de l'ordre de 40 à 50 ms, des maxima de réaction sur les maxima de force.

Des vibrations parasites, de faible amplitude, perturbent le décours du tracé de R_y , et plus rarement celui de R_x . La période de ces vibrations a une durée voisine de 70 ms.

3 - Mouvements unidirectionnels de flexion (v. fig.19)

Les mouvements unidirectionnels se distinguent des mouvements de va-et-vient par le fait qu'une seule flexion est effectuée par le sujet. Avant le mouvement, l'avant-bras est immobile, dans la position indiquée par le repère de départ. Il décrit un mouvement de rotation avant de s'immobiliser dans une autre position définie par celle du repère d'arrivée. La vitesse croît, à partir d'une valeur initiale nulle, puis décroît et s'annule en fin de mouvement. Il en résulte que l'enregistrement des variables mécaniques de ce mouvement est très différent de celui d'un mouvement de va-et-vient.

- Le tracé du déplacement angulaire Θ , est en forme de "S" et possède un point d'inflexion situé, approximativement, à mi-pente de la courbe ;

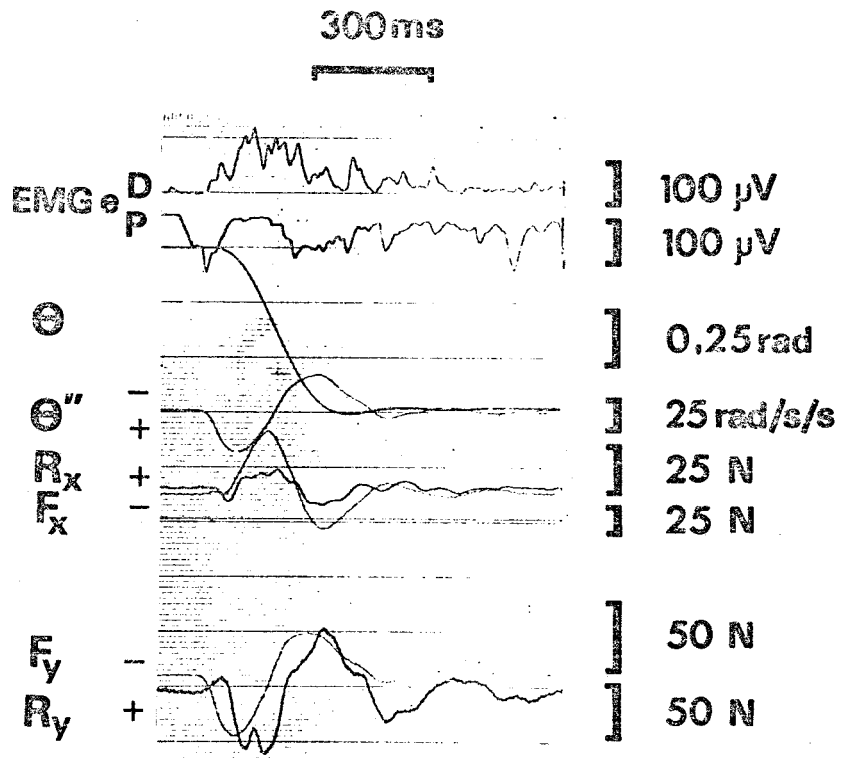


Figure 19

Enregistrement d'un mouvement unidirectionnel
de flexion.

(J.D. 30.6.71 - I₀)



- La courbe de l'accélération angulaire Θ'' comporte deux phases de signe opposé dont la première est positive. Pendant la première phase, ou phase d'accélération du mouvement, la valeur de Θ'' croît progressivement, passe par un maximum puis décroît. Elle passe ensuite par zéro et s'inverse pour former la phase négative de freinage. Celle-ci présente également un maximum ; puis, la valeur de Θ'' décroît plus lentement et s'annule finalement. L'inversion de signe de Θ'' se produit au moment où la courbe de Θ est en son point d'inflexion, et au moment où la vitesse est maximale.

Les deux phases, ou onde primaire, sont parfois suivies d'oscillations de faible amplitude dites ondes secondaires. Ces oscillations secondaires correspondent à des mouvements d'ajustement autour du repère d'arrêt. Aucune précision n'étant requise pour cet arrêt, dans le cas présent, ces oscillations sont peu importantes et relativement rares.

- L'allure de la courbe de F_y est pratiquement identique à celle de l'accélération angulaire Θ'' . Les maxima, ainsi que le passage au zéro sont sensiblement contemporains de ceux de Θ'' .

Lorsque la vitesse d'exécution des mouvements est assez petite, la courbe représentant R_y suit un parcours assez semblable à celle de F_y . Elle présente deux ondes de signe opposé dont la première est positive. On note cependant que les valeurs maximales de R_y sont en retard sur celles de F_y , bien que les deux tracés quittent le zéro au même instant. La valeur de ce retard varie entre 60 et 100 ms, environ.

Lorsque la vitesse des mouvements augmente, il apparaît sur le tracé de R_y un certain nombre de modifications à caractère oscillatoire, qui font que le tracé prend une forme assez différente de celle de F_y (v. fig. 20). En particulier, une onde préliminaire négative précède la première onde positive : à partir de l'origine, R_y prend une valeur négative qui croît progressivement jusqu'à une valeur maximale, puis décroît très brutalement, passe par zéro et s'inverse pour former la première onde positive. La durée de cette onde préliminaire négative est en général assez courte, comprise, semble-t-il, entre 50 et 100 ms et son amplitude augmente quand la vitesse des mouvements est plus grande. L'importance relative de cette onde vis-à-vis de la première onde positive, qui lui succède immédiatement, varie dans de grandes proportions selon les sujets examinés. Pour un mouvement exécuté dans des conditions peu différentes par deux sujets différents, on constate une grande différence quant à l'amplitude de cette onde (v. fig. 21).

D'autre part, alors que le mouvement est terminé et que F_y a repris sa valeur initiale, le tracé de R_y se poursuit par une série d'oscillations amorties, dont la période a pour valeur 300 ms environ. Ces oscillations sont d'autant plus nombreuses et leur amplitude plus importante que le mouvement est plus rapide.

Le décours de F_x est biphasique comme celui de Θ ; cependant, les maxima de F_x ne correspondent ni à ceux de Θ ni à ceux de F_y . La raison de cette différence est, comme dans le cas des mouvements passifs et des mouvements de va-et-vient "actifs", que l'expression mathématique de F_x (et de R_x) est une fonction trigonométrique complexe de Θ .

300 ms

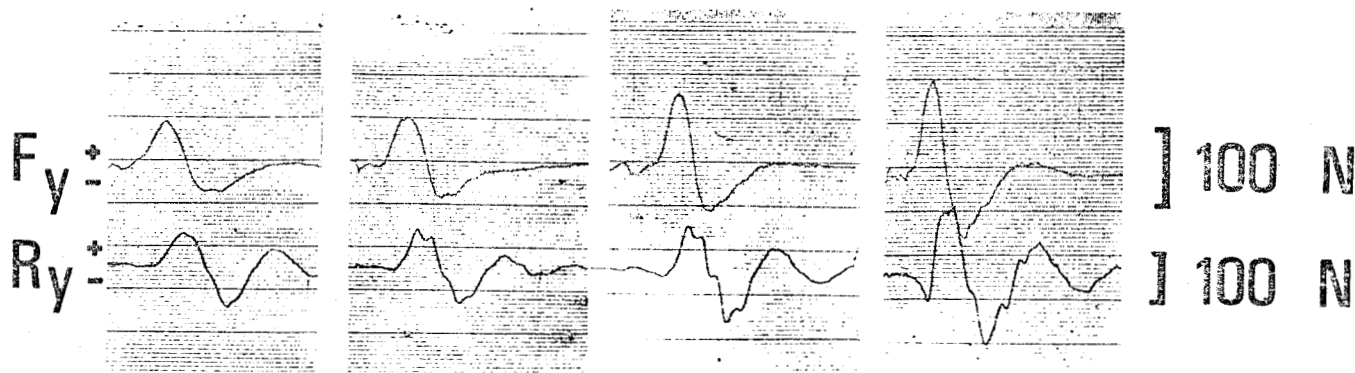


Figure 20

Enregistrements de mouvements unidirectionnels de flexion effectués contre la même inertie. La durée des mouvements décroît de la gauche vers la droite.

(J.C.C. 7.7.71 - I₀)



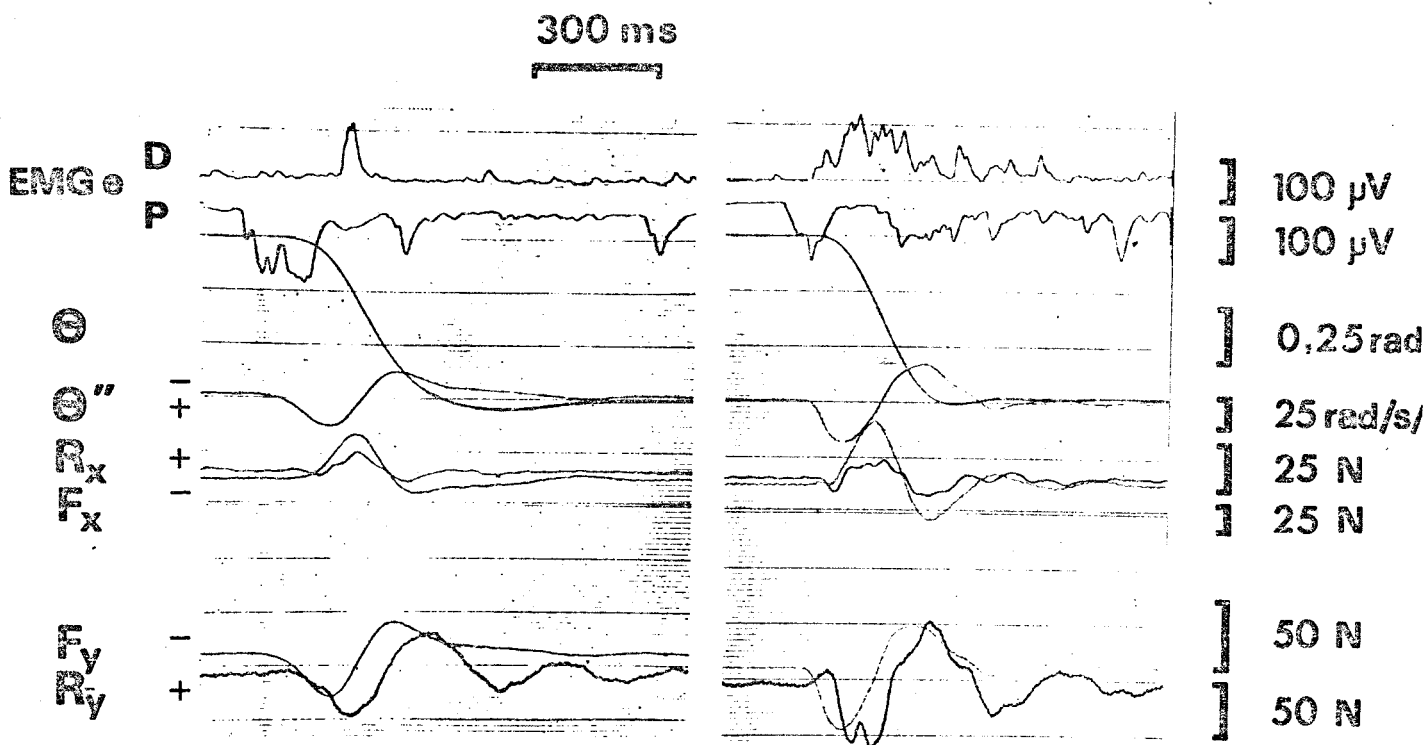


Figure 21

Enregistrements de mouvements unidirectionnels de flexion de durée peu différente, exécutés par deux sujets différents contre la même inertie.

Sur le tracé de R_y de l'enregistrement situé à droite, on peut remarquer outre la présence de vibrations parasites, l'onde négative préliminaire qui n'apparaît pas sur l'enregistrement de gauche.

(F.L. 6.7.71 - J.D. 30.6.71 - I₀)



Sur le tracé de R_x , on retrouve l'onde préliminaire négative de courte durée. Par contre, les oscillations qui apparaissent après la fin du mouvement, sont peu lisibles.

4 - Montée de force isométrique (v. fig.22 et 23)

Lors de l'épreuve isométrique, la force enregistrée est celle que le sujet développe contre le dynamomètre qui immobilise l'avant-bras.

a) Force

La courbe de force se présente approximativement comme un trapèze dont les côtés correspondent à la phase de montée ou d'établissement de la force, et à la phase de descente ou de relâchement. Le front montant, en forme d'S, est caractérisé par sa pente variable qui dépend de la vitesse d'établissement de la force. Le front descendant, en forme d'S inversé, conserve une pente relativement constante.

Cette forme générale peut présenter certaines variations. Quelquefois, le front montant comporte plusieurs points d'inflexion, la force développée par le sujet ne s'accroissant pas régulièrement mais par impulsions successives. Le palier pendant lequel la force se maintient à un niveau constant n'est jamais rigoureusement rectiligne. D'une part, lorsque le niveau de force se situe à une valeur élevée, le palier est légèrement ondulé, en raison de l'apparition d'un tremblement physiologique. D'autre part, la force musculaire exercée par le sujet peut varier légèrement pendant la durée du palier et provoquer une décroissance lente de la valeur de ce dernier. Néanmoins, la pente de cette variation est très faible devant celle du front montant. Les écarts constatés sont plus importants lorsque la valeur de la force exercée est plus grande.

b) Réaction :

Il faut envisager deux cas distincts en fonction de la position du point d'attache du dynamomètre. Selon que celui-ci est fixé directement au mur, ou est relié au plancher de la plateforme par un support rigide, l'équilibre des forces est réalisé de manière différente. Le tracé de la réaction présentera dans chacun des cas une allure différente.

- Point d'attache extérieur (v. fig. 22)

La forme générale du tracé de R_y est approximativement celle d'un trapèze, telle qu'elle a été décrite pour le tracé de force. On y remarque cependant un certain nombre de modifications par rapport à ce dernier. Ce sont en particulier, des oscillations de caractéristiques semblables à celles décrites pour les mouvements unidirectionnels. Alors qu'à la montée, la force se stabilise immédiatement lorsqu'elle atteint la valeur du palier, la valeur de la réaction, lors de la montée, dépasse celle du palier puis décroît et oscille autour de cette dernière un certain temps avant de se stabiliser. La période de ces oscillations, plus courte que précédemment, a pour valeur 250 ms environ. Lors du relâchement, le même phénomène se reproduit, en sens inverse, et la période des oscillations est approximativement égale à 300 ms cette fois.

Lorsque la vitesse d'établissement de la force est très rapide, il apparaît, comme pour les mouvements unidirectionnels mais de façon moins nette, une onde préliminaire de sens opposé, qui précède la montée. Cette onde n'est visible qu'à la montée ; elle ne figure jamais sur le tracé lors du relâchement. Elle est également absente du tracé de force.

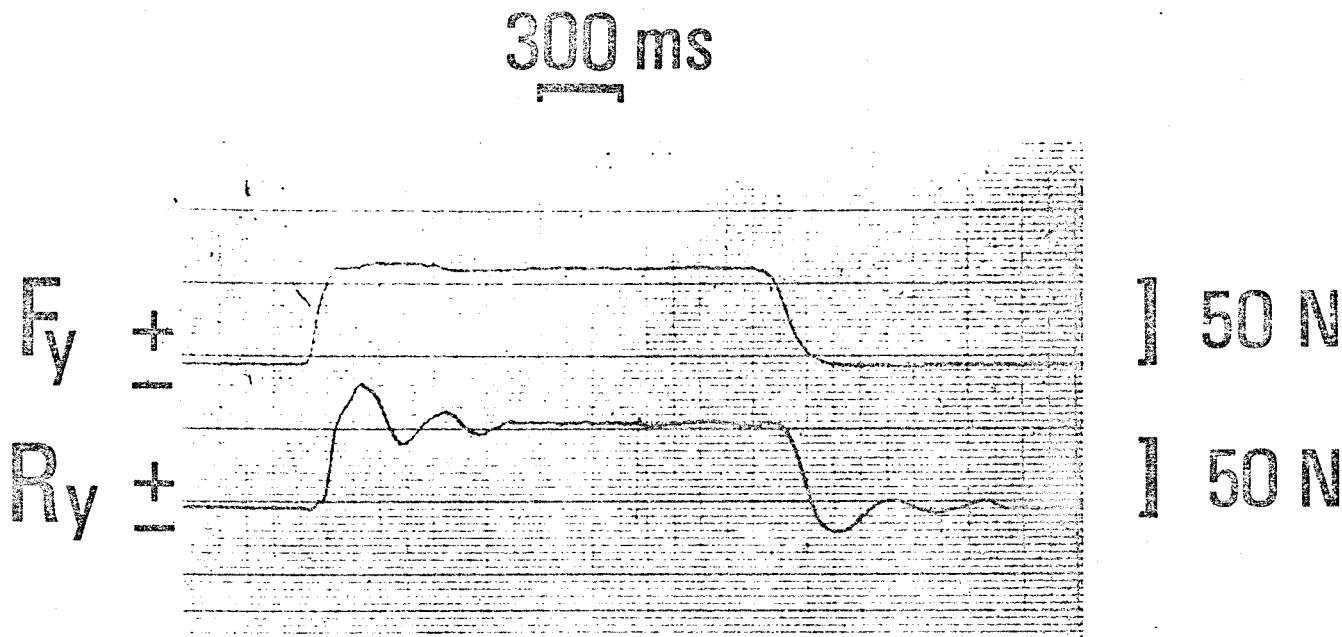


Figure 22

Enregistrement d'une montée de force isométrique.

Le point d'attache du dynamomètre est situé à l'extérieur de la plateforme.

(J. C. C. 15.7.71)



On note en R_x les mêmes caractéristiques qu'en R_y . Toutefois, en raison de la direction de la force qu'exerce le sujet sur le dynamomètre, la réaction mesurée en X est beaucoup moins importante qu'en Y.

- Point d'attache sur le plancher (v. fig. 23)

Contrairement au cas précédent, on ne distingue pas de palier et la valeur de R^* oscille de part et d'autre du zéro. Elle tend à reprendre une valeur nulle lorsque les oscillations s'amortissent, bien que la force se maintienne à une valeur constante non nulle. L'amplitude et le nombre de ces oscillations augmentent lorsque la vitesse d'établissement de la force s'accroît.

La durée de leur période varie autour de 250 ms en fonction de l'amplitude de R_y : la période est d'autant plus courte que l'amplitude est faible.

L'origine de la première onde coïncide avec le départ du front montant de la force. L'amplitude maximale est atteinte au bout d'un temps dont la valeur est approximativement égale au temps de montée de la force. La valeur maximale de cette onde est d'autant plus grande, et sa durée d'autant plus courte que la vitesse d'établissement de la force est plus élevée.

Des vibrations mécaniques parasites à caractère aléatoire dues à un tremblement siégeant au niveau des muscles actifs, peuvent perturber le décours du tracé. Leur amplitude assez faible, augmente lorsque la force développée est plus grande. Leur période moyenne a une durée légèrement inférieure à 100 ms.

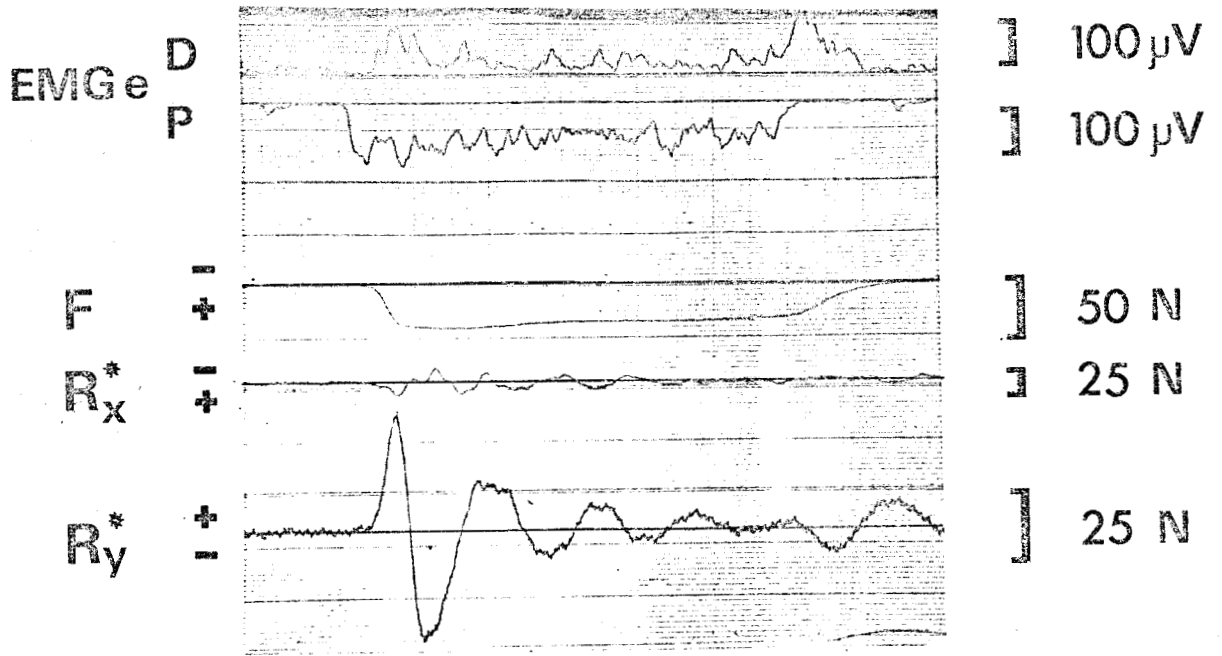


Figure 23

Enregistrement d'une montée de force isométrique.

Le point d'attache du dynamomètre est situé sur le plancher.

(J.C.C. 15.7.71)



La valeur de la réaction, R_x , est de beaucoup inférieure (10 fois) à celle de R_y , en raison de la direction de la force exercée par le sujet sur le dynamomètre. Le tracé présente des oscillations à caractère aléatoire de fréquence non définie.

II - DESCRIPTION DES E. M. G.

Les EMG globaux se présentent comme des variations rapides de potentiel dont l'amplitude est fonction des conditions d'exécution du mouvement. Les tracés des enveloppes permettent aisément de suivre ces variations d'amplitude et par ailleurs, d'apprécier plus facilement l'antéposition des EMG par rapport aux tracés des variables mécaniques.

1 - Mouvements de va-et-vient passifs.

Quand l'avant-bras est mobilisé passivement, les muscles sont inactifs, ou du moins, leur activité est si faible qu'elle n'est pas décelable malgré une amplification relativement importante. On peut cependant remarquer, du moins sur le deltoïde et le pectoral, une légère activité périodique de très basse fréquence, très inférieure à celle des mouvements, en rapport avec l'activité cardiaque (v. fig. 17) et qui, en raison de sa faible amplitude, ne gêne pas l'examen des EMG.

2 - Mouvements de va-et-vient actifs

Les patterns musculaires du biceps et du triceps au cours des mouvements de va-et-vient sont étudiés de façon détaillée par CNOCKAERT (1968 et, à paraître). Seuls certains traits essentiels seront indiqués ici. Les mouvements sont obtenus par contractions alternées des agonistes et des antagonistes et leurs activités se répartissent en bouffées qui se succèdent au même rythme que celui des mouvements. Le début de l'activité du biceps intervient, en général, au milieu de l'extension. Cette activité croît, passe par un maximum en fin d'extension, puis décroît et s'annule avant le milieu de la flexion. L'activité du triceps se manifeste alors et, de la même façon, passe par un maximum en fin de flexion, alors que le biceps est silencieux. Puis, elle décroît et s'annule quand le biceps est à nouveau activé. Cette distribution des activités peut varier en fonction de la fréquence des mouvements. Notamment, un silence électrique commun peut apparaître lorsque la fréquence est basse ; ou au contraire, les activités peuvent se recouvrir partiellement lorsque les mouvements deviennent très rapides.

Les tracés correspondant au pectoral et au deltoïde sont très semblables à ceux du biceps et du triceps, respectivement (v. fig.18). Il semble cependant que la durée des silences séparant deux périodes d'activité du pectoral soit plus courte que celle qui lui correspond pour le biceps. Les activités du pectoral et du deltoïde se recouvrent de la même manière que celles du biceps et du triceps, lorsque la fréquence des mouvements augmente.

3 - Mouvements unidirectionnels de flexion

Les patterns musculaires du biceps et du triceps, au cours de mouvements unidirectionnels ont été récemment étudiés de façon approfondie par LESTIENNE (1971). L'étude détaillée des activités de ces muscles n'a donc pas été envisagée ici.

On rappellera simplement que l'activité du biceps précède au maximum d'un dixième de seconde le début de l'activité mécanique mesurée sur le tracé du déplacement angulaire. L'activité du biceps croît régulièrement pendant la phase d'accélération du mouvement. Puis celle-ci décroît et s'annule. La date et la durée de l'activité freinatrice du triceps dépendent de la rapidité et de l'inertie opposée au mouvement. Dans certains cas, l'activité du biceps et celle du triceps sont séparées par une période de silence électrique commun. Cette activité du triceps débute avant que l'accélération angulaire ne change de signe. L'activité du pectoral débute également un dixième de seconde au maximum avant le début de l'activité mécanique (v. fig. 19). Les périodes d'activités du pectoral et du deltoïde peuvent également se recouvrir partiellement lorsque les mouvements sont très rapides. On note cependant, vers la fin du mouvement, un regain d'activité non négligeable du pectoral qui en général n'existe pas sur le tracé du biceps. De même l'activité du deltoïde semble beaucoup plus durable que celle du triceps.

4 - Montées de force

L'activité du biceps précède également la montée de la force d'un peu moins qu'un dixième de seconde. L'activité se

stabilise ensuite à une valeur sensiblement constante pendant toute la durée du palier de force.

L'activité du pectoral (v. fig. 23) précède la montée de la force de la même durée, et comme pour le biceps, cette activité se maintient à un niveau relativement constant pendant le palier de la force. La fin de l'activité précède également la descente de la force. On distingue une très faible activité du triceps pendant le palier de la force.

L'activité du deltoïde, par contre, n'est pas négligeable. On distingue une première bouffée qui débute approximativement au moment où la force quitte le zéro. Cette activité décroît ensuite et pendant la durée du palier reste faible. A la fin du palier, on note une nouvelle bouffée dont la durée correspond approximativement à celle de la descente de la force.

En définitive, il semble que les activités du biceps et du pectoral d'une part, du triceps et du deltoïde, d'autre part, présentent des caractères très comparables. Ceci est particulièrement net en début d'activité. Il semble intéressant de souligner que l'antéposition du biceps et du pectoral par rapport aux tracés mécaniques du mouvement ne paraît pas différente.

B - RELATIONS QUANTITATIVES ENTRE R ET F

Les résultats de l'expérimentation préliminaire ont incité à ne considérer désormais que les valeurs de R_y et de F_y , et ceci pour plusieurs raisons. Tout d'abord, les relations entre R et F pour les mouvements actifs sont de la même nature en X qu'en Y. Cependant, étant donné les mouvements considérés, il se trouve que les projections de R et de F sur l'axe OX sont beaucoup moins intenses que sur l'axe OY. Il en résulte une moins grande précision et une plus importante dispersion des valeurs de R_x et de F_x . D'autre part, la forme des tracés de R_x et de F_x est plus complexe que celle des tracés de F_y et de R_y , et par conséquent, le dépouillement des résultats est moins aisé dans ce cas. En particulier, la technique de mesure du déphasage n'est pas applicable aux valeurs de F_x et de R_x .

En conséquence, les relations entre les valeurs de F_y et de R_y seront seules considérées par la suite. Ces valeurs seront parfois simplement notées F et R dans ce qui suit. Ces relations ont été établies, d'une façon générale, à partir des données recueillies au cours des deux examens subis par chacun des quatre sujets.

I - VALEURS MAXIMALES DE R ET F

Les déflexions des courbes sont mesurées sur le papier d'enregistrement par rapport à un niveau zéro de référence établi avant et après chaque mouvement ou série de mouvements.

Un étalonnage préalable permet de déterminer un coefficient de conversion pour transformer en unités physiques les valeurs mesurées en mm. Ce sont les valeurs maximales recueillies sur chaque mouvement qui ont été prises en compte pour l'établissement des résultats qui suivent.

1 - Mouvements passifs de va-et-vient

Quelles que soient les conditions d'exécution des mouvements - inertie, angulation, fréquence - il apparaît une relation linéaire étroite entre les valeurs maximales de F_y et R_y dont la pente est égale à l'unité (v. fig.24). Les coefficients de corrélation sont supérieurs à .99 (et évidemment inférieurs à 1).

2 - Mouvements actifs de va-et-vient

La relation entre R et F paraît également être linéaire pour chacune des conditions d'exécution (v. fig.25). Cependant, la pente de cette relation varie en fonction de la fréquence des mouvements ; la pente s'accroît quand la fréquence augmente (v. fig.26). De légères variations de pente peuvent apparaître quand, pour un mouvement effectué à la même fréquence, les conditions d'inertie et d'angulation sont modifiées, au cours du même exercice.

En outre, le même type de mouvement, exécuté par le même sujet dans des conditions identiques, peut déterminer une relation dont la pente est différente d'un examen à un autre. De même, à deux sujets différents, correspondent deux pentes différentes, pour le même type de mouvement.

Les différences constatées sont souvent significatives, sans qu'on puisse pour autant relier la valeur de ces différences, aux variations de l'un quelconque des paramètres du mouvement.

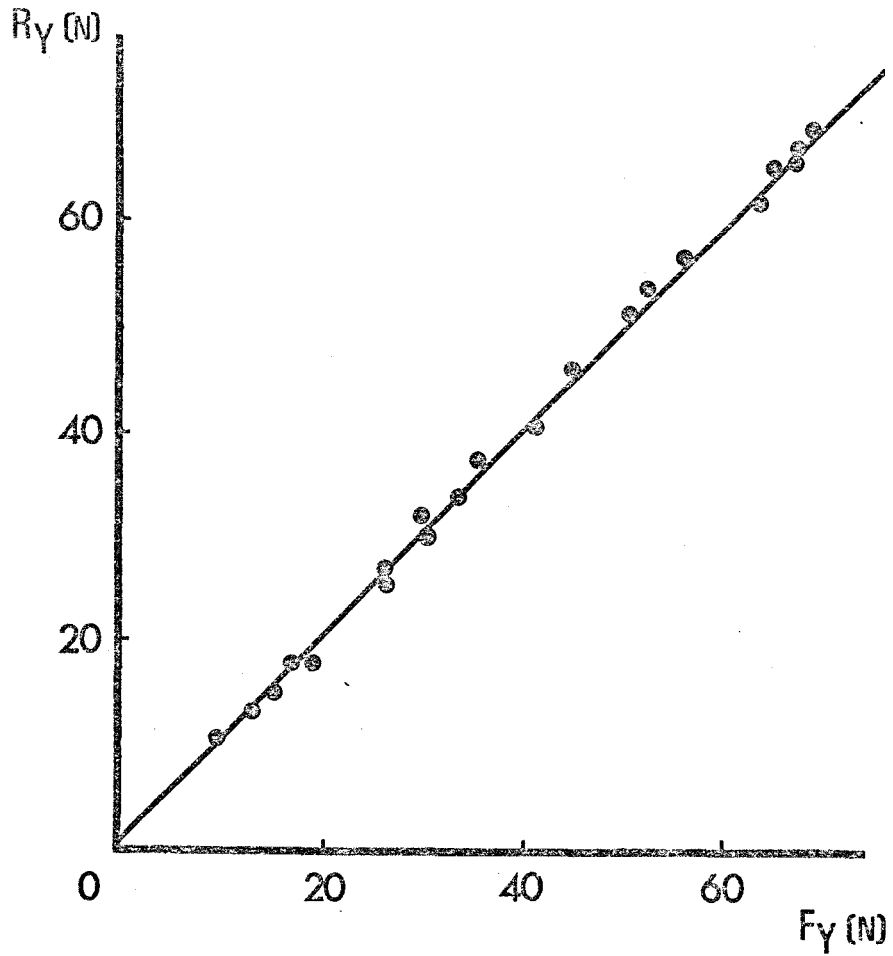


Figure 24

Relation entre les valeurs maximales de F_y et R_y obtenue pour un sujet à partir de deux séries de mouvements passifs de va-et-vient, effectués contre la même inertie, à deux fréquences différentes.

(F.B. 30.6.71)



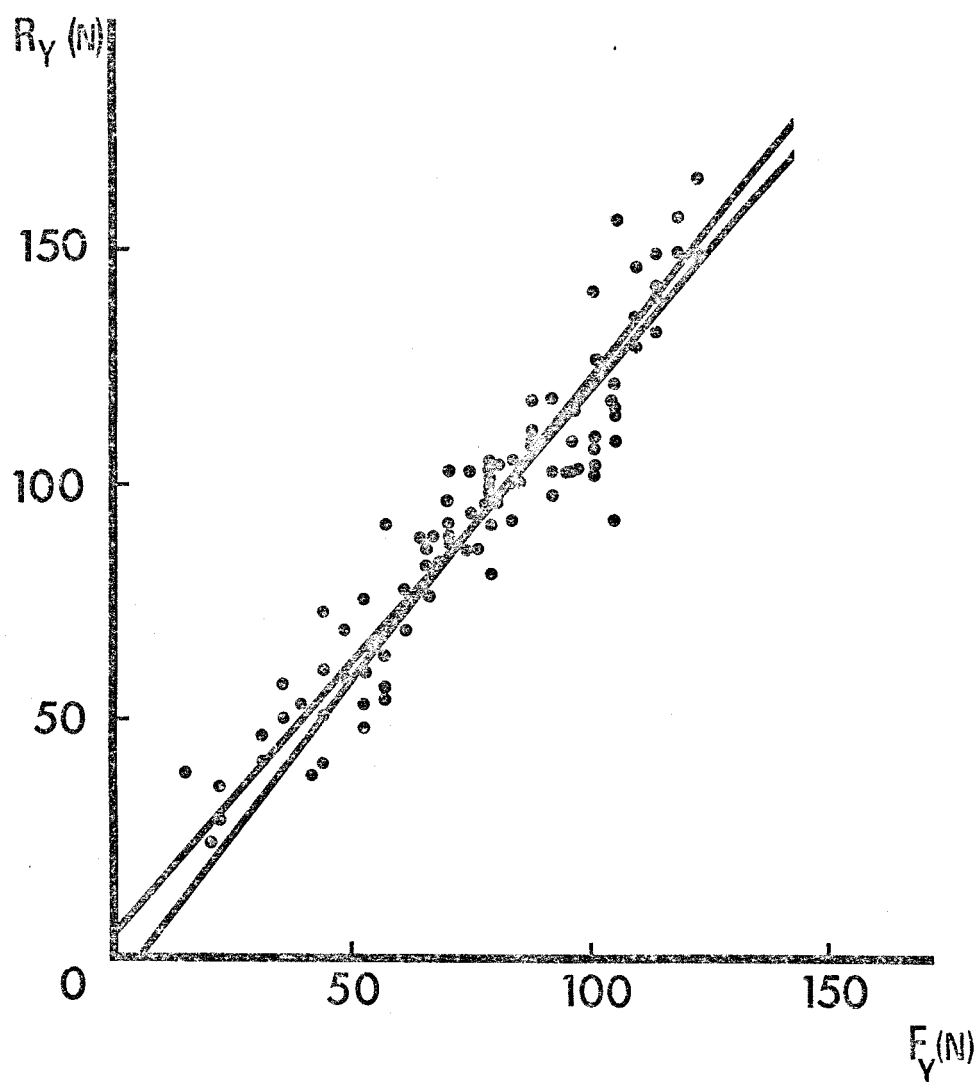


Figure 25

Relation entre les valeurs maximales de R_Y et de F_Y , obtenue à partir des enregistrements de 92 mouvements actifs de va-et-vient exécutés par quatre sujets à la fréquence de 90 mouvements par minute, sans inertie additionnelle (I_0).



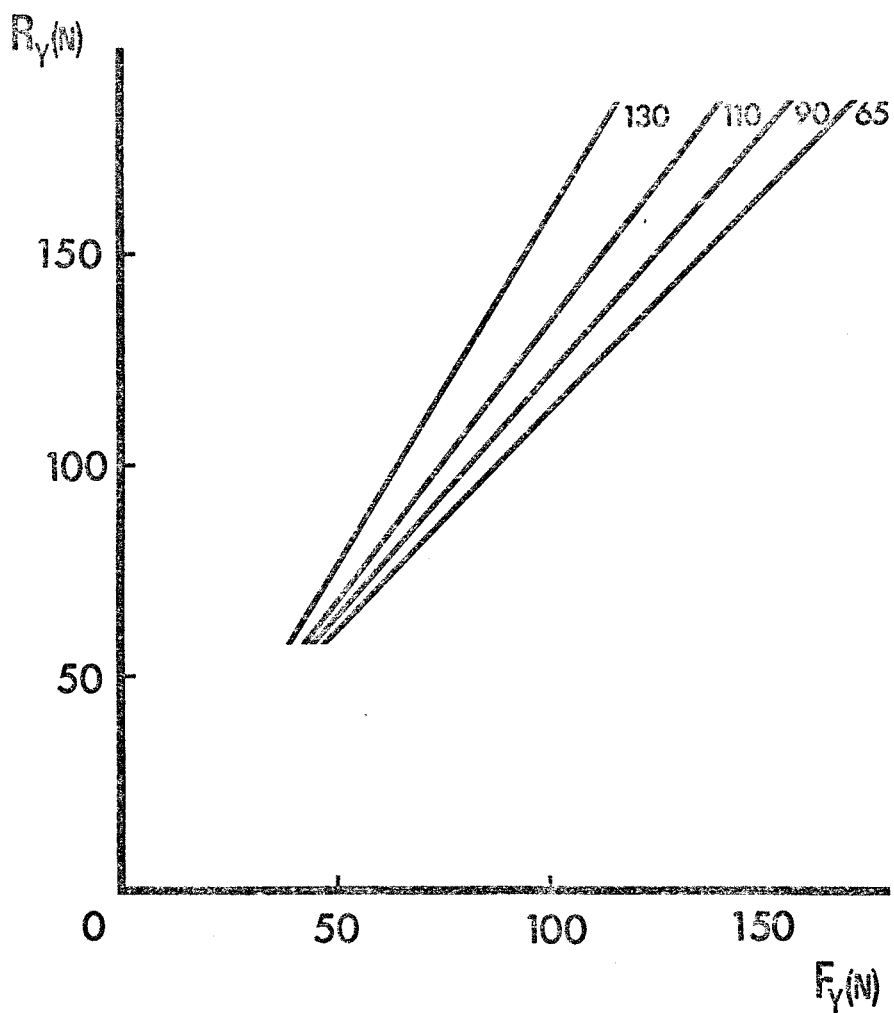


Figure 26

Effet de la fréquence sur la valeur de la pente de la relation de R_y en fonction de F_y . Ces relations ont été obtenues à partir de 400 mouvements de va-et-vient actifs, effectués par quatre sujets, sans inertie additionnelle.

En définitive, il apparaît que, quels que soient la série de mouvements ou le sujet, la pente de la relation de R en fonction de F s'accroît lorsque la fréquence des mouvements augmente, pour une inertie donnée. Les valeurs de la pente, a , et du coefficient de corrélation, r , sont reportées dans le tableau 1. Ces valeurs ont été calculées à partir de l'ensemble des mouvements effectués par les quatre sujets au cours de deux examens.

Fréquence (mvts/mn)		65	90	110	130
I ₀	a		1.22	1.32	1.57
	r		.93	.95	.89
I ₃	a	1.05	1.15	1.33	1.69
	r	.82	.94	.94	.89
I ₅	a	.96	1.11	1.30	2.06
	r	.91	.94	.96	.95

Tableau 1

Variations de la valeur de la pente "a" de la relation de R en fonction de F, et du coefficient de corrélation "r" correspondant à la fréquence des mouvements de va-et-vient actifs.

3 - Mouvements unidirectionnels de flexion

La relation entre R et F est également linéaire et la pente de la relation est ici indépendante non seulement des conditions d'inertie - l'amplitude angulaire est constante - mais également

de la vitesse d'exécution des mouvements (v. fig.27). Celle-ci peut être exprimée par la durée totale des deux ondes d'accélération dont les valeurs maximales sont comprises entre 1200 ms environ pour les plus lents et 270 ms pour les plus rapides.

Etant donné le nombre peu élevé - en moyenne 15 - de mouvements que chaque sujet effectue au cours d'une série, les valeurs se rapportant aux mouvements exécutés par les quatre sujets au cours des deux séries ont été regroupés. Malgré les variations inter-individuelles, ces valeurs permettent d'établir entre R et F une relation linéaire dont la pente est égale à 1,42 le coefficient de corrélation étant égal à .92.

4 - Montées de force

On ne considère ici que la phase stable ou définitive de l'épreuve isométrique, c'est-à-dire celle pour laquelle les valeurs de R et de F sont constantes.

Deux cas distincts sont envisagés selon le mode de fixation des dynamomètres de mesure.

Quand celui-ci est fixé sur le plancher de la plateforme, la valeur de R mesurée représente en fait la différence entre R et F, comme on l'a indiqué dans la technique (§ I-2) ; on la notera R^* . Et d'ailleurs, après quelques oscillations, R^* tend vers zéro et s'annule si le palier de force est suffisamment durable. Il n'y a donc pas de relations entre R^* et F.

Si le dynamomètre n'est pas fixé sur le plancher de la plateforme, la valeur de R, après la période oscillatoire, se

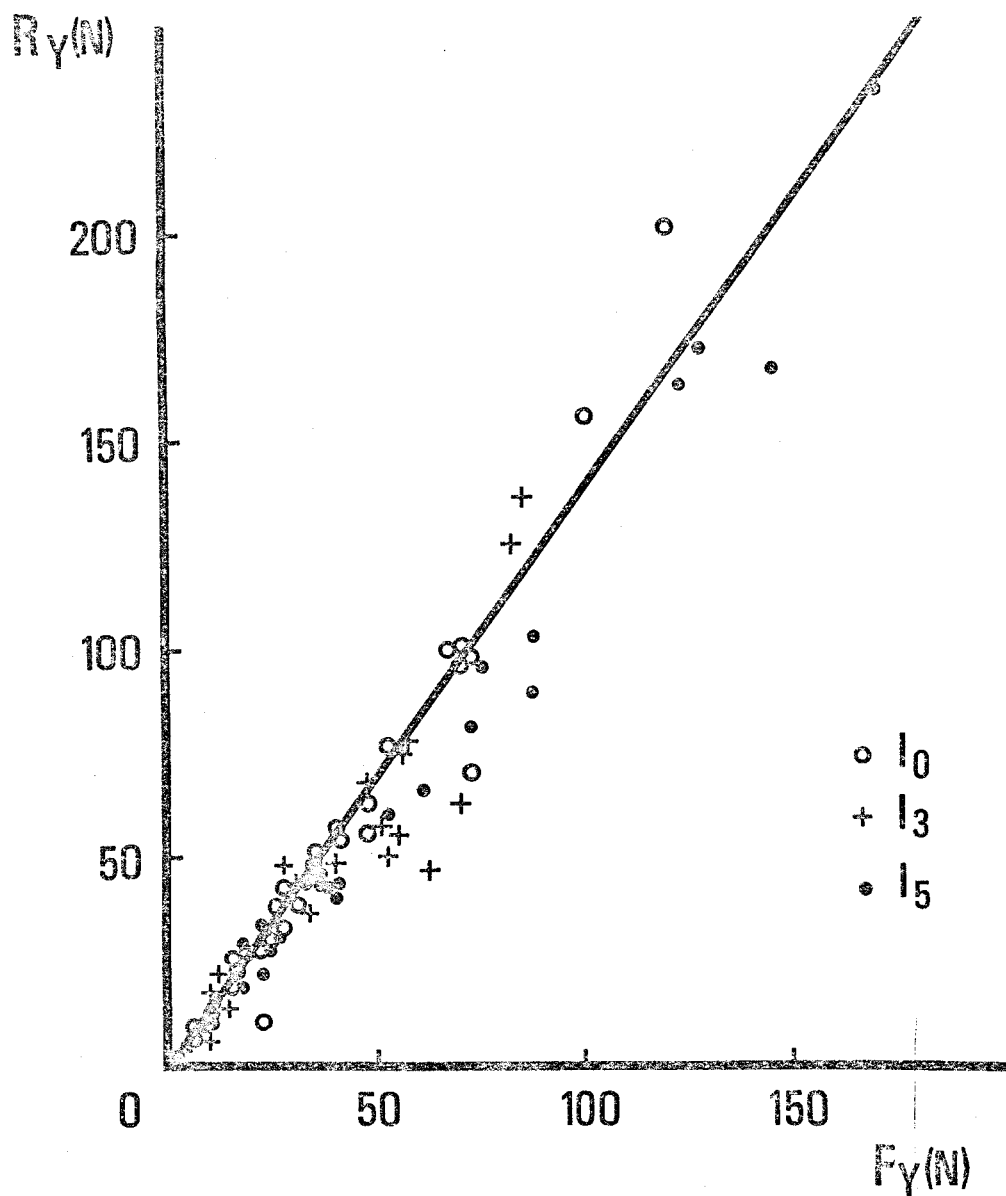


Figure 27

Relation entre les valeurs maximales de R_y et de F_y dans le cas des mouvements unidirectionnels.

Ces résultats concernent 90 mouvements de durée différente, effectués par quatre sujets au cours de deux examens, contre trois inerties différentes.

maintient à une valeur constante. On peut alors établir entre R et F une relation linéaire étroite, dont la pente est égale à 1 (v. fig.28). La valeur du temps de montée de la force n'a aucune action sur la valeur de la pente de la relation. Ces résultats portent sur deux sujets.

II - VALEURS INSTANTANÉES DE R ET DE F

Les relations définies au paragraphe précédent et qui se rapportent aux valeurs maximales de R_y et F_y sont insuffisantes pour rendre compte de tous les aspects des variations de R_y . Il est nécessaire, autant que faire se peut, de voir comment évolue la valeur de R à chaque instant en fonction des variations de F.

1 - Retard de R sur F

a) Mouvements de va-et-vient

- Méthode de mesure

Dans le cas des mouvements de va-et-vient, passifs et actifs, le retard peut être exprimé par le déphasage entre R_y et F_y . On évalue le retard de phase en reproduisant sur une table traçante la relation instantanée entre F_y et R_y .

En effet, la relation instantanée entre deux sinusoides de même période est représentée par une courbe dite de LISSAJOUS dont l'allure est fonction de la différence de phase qui sépare les deux signaux et dont l'équation s'écrit :

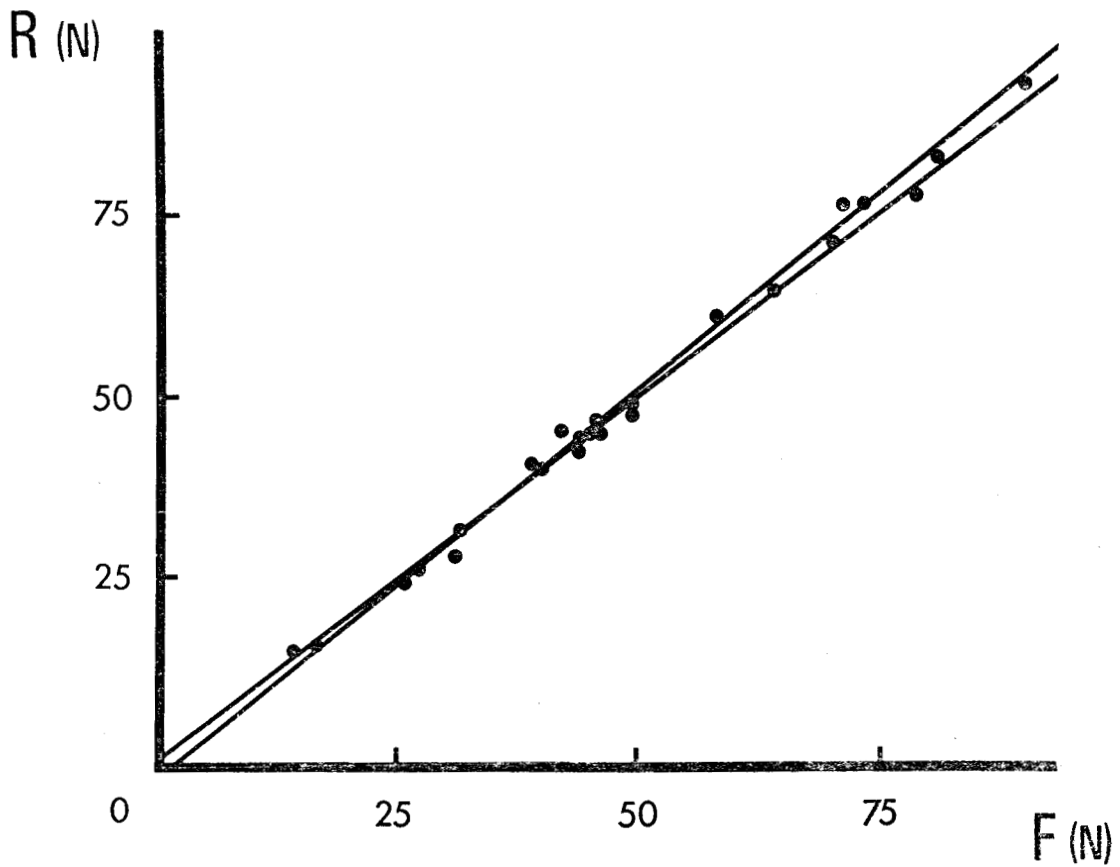


Figure 28

Relation entre les valeurs de R et de F correspondant au palier de force, lors de l'épreuve isométrique, dans le cas où le point d'attache du dynamomètre est situé à l'extérieur.

(J.C.C. 15.7.71)



$$\frac{x^2}{X^2} + \frac{y^2}{Y^2} - \frac{2 xy \cos \varphi}{XY^2} = \sin^2 \varphi$$

avec : $x = X \sin \omega t$
 $y = Y \sin \omega t + \varphi$

Les deux signaux R et F sont introduits sur les entrées X et Y de la table traçante. On obtient ainsi des courbes à partir desquelles on peut calculer le retard de R_y sur F_y (v. fig. 29).

Si on pose :

$$X = R_{\max} = \text{valeur maximale de R}$$

$$x = R$$

$$Y = F_{\max} = \text{valeur maximale de F}$$

$$y = F$$

l'équation de la courbe de LISSAJOUS s'écrit :

$$\text{pour } F_{\max} = 0, \quad \sin^2 \varphi = \frac{R^2}{R_{\max}^2}$$

$$\text{pour } R_{\max} = 0, \quad \sin^2 \varphi = \frac{F^2}{F_{\max}^2}$$

Du fait de l'erreur due aux irrégularités de la forme des ellipses obtenues, on effectue, sur chaque ellipse, quatre mesures successives dont on fait ensuite la moyenne.

Cette méthode de détermination du déphasage a été préférée à celle qui consiste à mesurer directement sur les enregistrements la valeur du retard entre les maxima de R et de F par exemple. On peut ainsi éviter de prendre en compte le

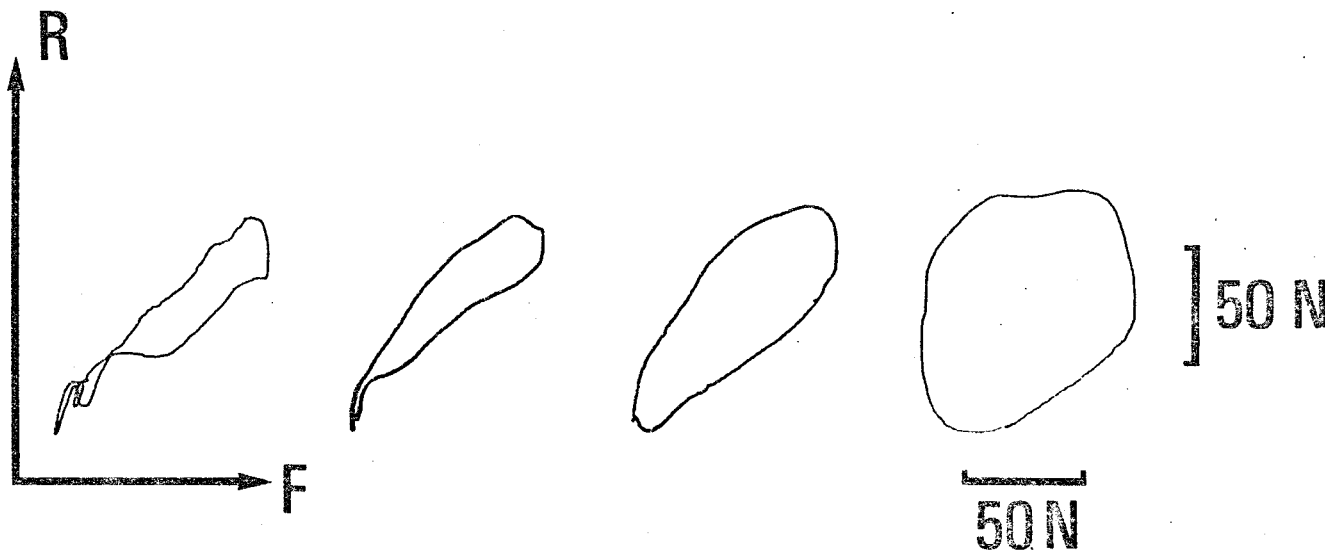


Figure 29

Relations instantanées entre R et F pour des mouvements de va-et-vient actifs exécutés à différentes fréquences contre la même inertie par le même sujet.

De gauche à droite, la fréquence croît de 90 à 150 mouvements par minute.

(F.L. 6.7.71 - I₀)

décalage temporel entre les différentes variables, dû à l'erreur commise sur l'alignement des spots, sur le papier d'enregistrement.

Cependant, les mesures effectuées à partir des relations instantanées entre R et F, ne peuvent donner qu'une valeur approximative de φ car le fait d'assimiler la relation instantanée à une ellipse constitue une approximation grossière. D'une part, les valeurs de R et de F ne varient pas exactement comme une courbe sinusoïdale. D'autre part, les valeurs maximales de R et de F, au cours de la phase stationnaire fluctuent. A chaque double alternance correspond donc une relation instantanée d'allure légèrement différente. On considère la courbe moyenne, tracée graphiquement à partir de l'ensemble des courbes correspondant à la même phase de stationnarité.

- Valeurs de φ

Les valeurs de φ ont été calculées chez trois sujets, à partir des mouvements effectués au cours des deux examens. Seuls les mouvements de la phase stationnaire ont été considérés, soit au total 72 mouvements par sujet.

Il apparaît que la valeur de φ s'accroît, pour une même inertie, lorsque la fréquence augmente. L'allure de la relation est curvilinéaire (v. fig. 30). Les valeurs de φ fluctuent pour un même sujet d'un examen à un autre, sans que l'on puisse, en première étude, relier ces variations à l'une quelconque des variables des mouvements. La même constatation semble s'imposer en ce qui concerne l'effet des conditions d'inertie. Un aperçu de ces variations est donné dans le tableau 2 où figurent les valeurs de φ calculées, pour toutes les conditions d'inertie et de fréquence, à partir des mouvements effectués par le même sujet au cours de deux examens différents.

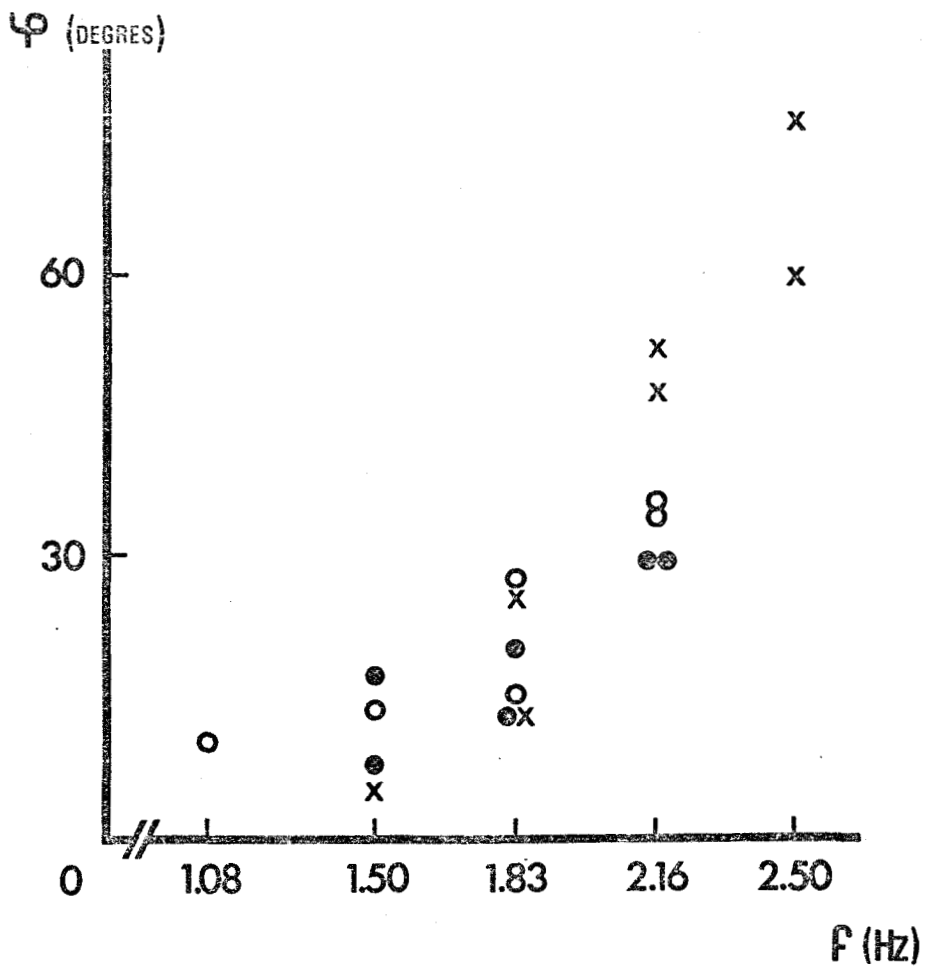


Figure 30

Valeurs de ϕ en fonction de la fréquence des mouvements de va-et-vient exécutés par le même sujet au cours de deux séries contre 3 inerties.

(F.L. 1.6.71 et 7.6.71)

- x I₀
- o I₃
- I₅



Inertie		Fréquence (mvts/mn)			
		90	110	130	150
F. L. 1/7/71	I ₀	5,6	26,5	47	60
	I ₃	14	27	35	
	I ₅	7	13,5	29	
F. L. 6/7/71	I ₀	10	12,6	53	76
	I ₃	17,9	20	28,4	
	I ₅	10,3	14	35	

Tableau 2

Valeurs des déphasages φ (en degrés) en fonction des conditions d'exécution des mouvements de va-et-vient actifs (inertie, fréquence).

Ces valeurs concernent un seul sujet et ont été établies à partir de 72 mouvements.



b) Mouvements unidirectionnels

Le retard ne peut plus être exprimé ici en termes de déphasage, étant donné le caractère apériodique des mouvements unidirectionnels. En ce qui concerne la première onde positive (cf description fig.19), le retard entre R et F a une durée sensiblement constante quelle que soit la vitesse d'exécution des mouvements. La valeur du retard n'est pas la même chez tous les sujets, mais les différences entre celles-ci ne sont pas significatives. On peut par conséquent donner la valeur moyenne de ce retard pour l'ensemble des sujets soit $m = 54 \text{ ms}$ ($s = \pm 13 \text{ m}$

2 - Différences instantanées entre R et F

Ces différences instantanées, outre le retard de R sur F, sont constituées, dans le cas des montées de force, et celui des mouvements unidirectionnels, essentiellement par des oscillations amorties de basse fréquence, et par l'existence de l'onde préliminaire.

a) Oscillations

Quand la force cesse de varier et se stabilise à une valeur constante, nulle ou non, la réaction, en général, continue de varier. Ce phénomène se traduit par des oscillations qui apparaissent sur le tracé de R, et qui s'amortissent assez rapidement. La valeur de la pseudo-période varie en fonction de l'amplitude de ces oscillations, d'une part et d'autre part, en fonction de la valeur de la force développée par le sujet.

Il est particulièrement intéressant de les définir, en vue du calcul de la fonction de transfert du système corporel.

- Valeurs de la pseudo-période

Quelle que soit la valeur de F , on constate que la durée de la pseudo-période décroît lorsque l'amplitude des oscillations de R décroît (v. fig. 22 et 23). Cette variation peut être exprimée par la relation entre la durée de chaque demi-période $T/2$ et la valeur maximale de R qui lui correspond. Les valeurs maximales de R sont mesurées par rapport à la valeur moyenne des oscillations, c'est-à-dire la valeur finale de R lorsque les oscillations disparaissent. Pour les quatre sujets, l'allure de la relation est curvilinéaire (v. fig. 31). Cette relation a été établie à partir de 24 montées de force, pour chaque sujet. Le nombre de demi-périodes mesurées pour chaque montée varie en fonction de la valeur de la force et en fonction de la durée du temps d'établissement de celle-ci.

Par ailleurs, la valeur de la pseudo-période est liée à la valeur de la force. Lorsque la force est nulle, comme après la front descendant, dans le cas de l'épreuve isométrique, la valeur de la pseudo-période est en général plus grande que lorsque la force est différente de zéro. On ne peut cependant pas établir une relation entre $T/2$ et R pour chaque niveau de force, ni pour chaque valeur du temps d'établissement ; le nombre de mesures est insuffisant pour permettre une telle distinction. On peut simplement montrer que la valeur de T est différente selon que F est nul ou non.

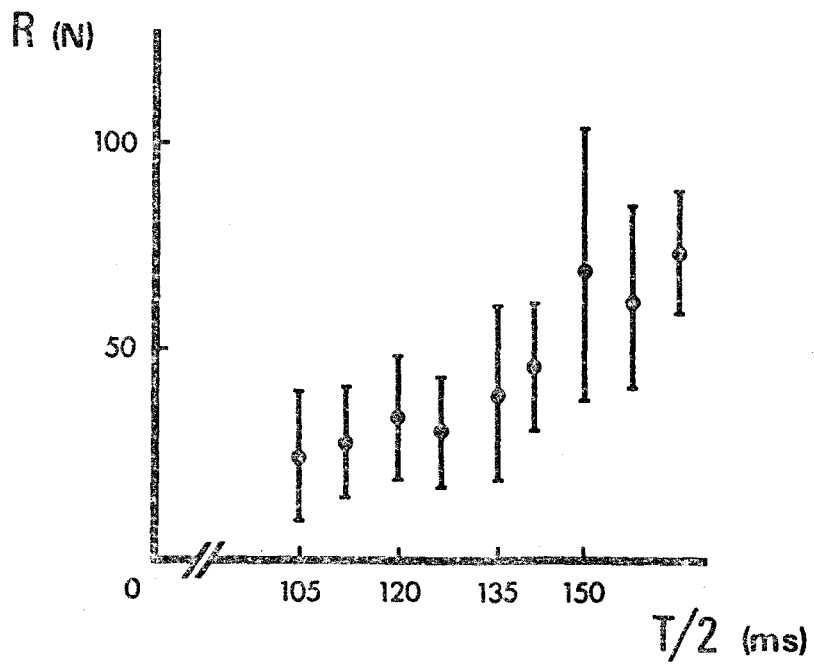


Figure 31

Relation entre R et $T/2$ dans le cas des montées de force. Ces résultats concernent les oscillations qui suivent 24 montées.

(J.C.C. 15.7.71)



A cette fin, on considère la valeur de chaque première période qui suit, soit la montée, soit la descente de la force. Pour chacun des deux cas, la valeur moyenne de la première période a été calculée. Etant donné que toutes les valeurs de la force, ainsi que toutes celles de la durée des fronts montants et descendants ont été prises en compte, la différence entre les valeurs de T calculées dans chaque cas, ne constitue nécessairement un indice très approximatif de la variation de R . Il en est de même dans le cas des mouvements unidirectionnels, pour lesquels la valeur de la première période a été également calculée.

Pour chacun des quatre sujets, 24 montées de force et 30 mouvements unidirectionnels ont été examinés. L'ensemble des valeurs calculées est présenté dans le tableau 3.

On constate que, si on compare les résultats obtenus pour l'épreuve isométrique, la valeur de la période est régulièrement plus importante à la descente qu'à la montée. Par ailleurs, les valeurs obtenues pour la descente et pour les mouvements unidirectionnels ne sont pratiquement pas différentes. Il semble donc clair que la valeur de la pseudo-période des oscillation, sur le tracé de réaction R , soit liée à la valeur finale de la force F .

Outre ces indications qu'apporte la considération de la période moyenne, la connaissance de celle-ci se trouvait être nécessaire pour le calcul des coefficients de la fonction de transfert (voir Annexe 1).

Une dernière remarque doit être faite à propos de la relation de la figure 31 entre R et $T/2$, compte tenu, justement, de cette variation de T en fonction de F . La dispersion

		Mouvements unidirectionnels	Epreuve isométrique	
			Montée	Descente
FL	T	326	292	333
	S	19	31	24
JD	T	315	258	306
	S	25	21	18
FB	T	299	244	290
	S	21	20	24
JCC	T	319	278	312
	S	14	27	28

Tableau 3

Valeur moyenne des périodes T et de l'écart-type S de la première onde des oscillations amorties.

(Toutes les valeurs sont en ms).



que l'on observe se comprend en effet mieux, si on se rappelle que la relation a été établie pour des montées de force effectuées dans des conditions différentes.

- Décroissance de l'amplitude

La décroissance de l'amplitude des oscillations, au cours du temps, suit une courbe telle que la différence entre deux maxima successifs est grande pour les premières oscillations puis décroît progressivement. En assimilant cette courbe à une exponentielle, il est possible de la linéariser.

En transformant l'une des deux variables selon une méthode proposée par RUFFENER (1951), on peut établir une relation entre t et la variable R transformée. Dans le cas d'une relation exponentielle de la force $y = A \cdot e^{nx}$, les valeurs considérées sont celles de $\log y$. La relation obtenue est donnée par l'expression :

$$\log y = (n \log e)x + \log A$$

Les valeurs de R correspondent à y et celles de t correspondent à x ; R et t sont mesurées sur les enregistrements. On obtient ainsi une relation entre $\log R$ et t qui paraît être linéaire et dont la pente est d .

$$\log R = d \cdot t + \log A \quad \text{pour } d = n \log e$$

Cependant l'ordonnée à l'origine, $\log A$, de la droite représentative est fonction de l'amplitude de la première oscillation. Celle-ci variant pour chaque mouvement, on obtient une famille de courbes de même pente mais d'ordonnée à l'origine différente. On a donc été amené à regrouper ces droites en effectuant une nouvelle transformation des variables. La valeur maximale de $\log R$, ainsi que la valeur de t qui lui correspond sont prises comme origine, et notées $\log R_0$ et t_0 . Les nouvelles variables sont donc $\log R - \log R_0$, soit $\Delta \log R$ et $t - t_0$, soit Δt , dont on considère les valeurs absolues.

Ce changement des variables permet de tracer la relation entre $\log R$ et t pour tous les mouvements, quelle que soit l'amplitude de la première oscillation.

La relation entre $\Delta \log R$ et Δt a été établie pour chaque sujet (fig. 32) à partir des valeurs de R et de t mesurées pour 48 mouvements effectués par chacun des quatre sujets au cours des deux examens ; les valeurs de la pente sont données dans le tableau 4.

Cette relation sera également utilisée pour le calcul de la fonction de transfert.

	JCC	FL	JD	FB
d	1,83	1,69	1,53	2,08
r	0,88	0,93	0,90	0,92

Tableau 4

Valeurs de la pente d et du coefficient de corrélation r correspondant, de la relation entre $\Delta \log R$ et t.

Les valeurs concernent au total 48 mouvements pour chaque sujet.

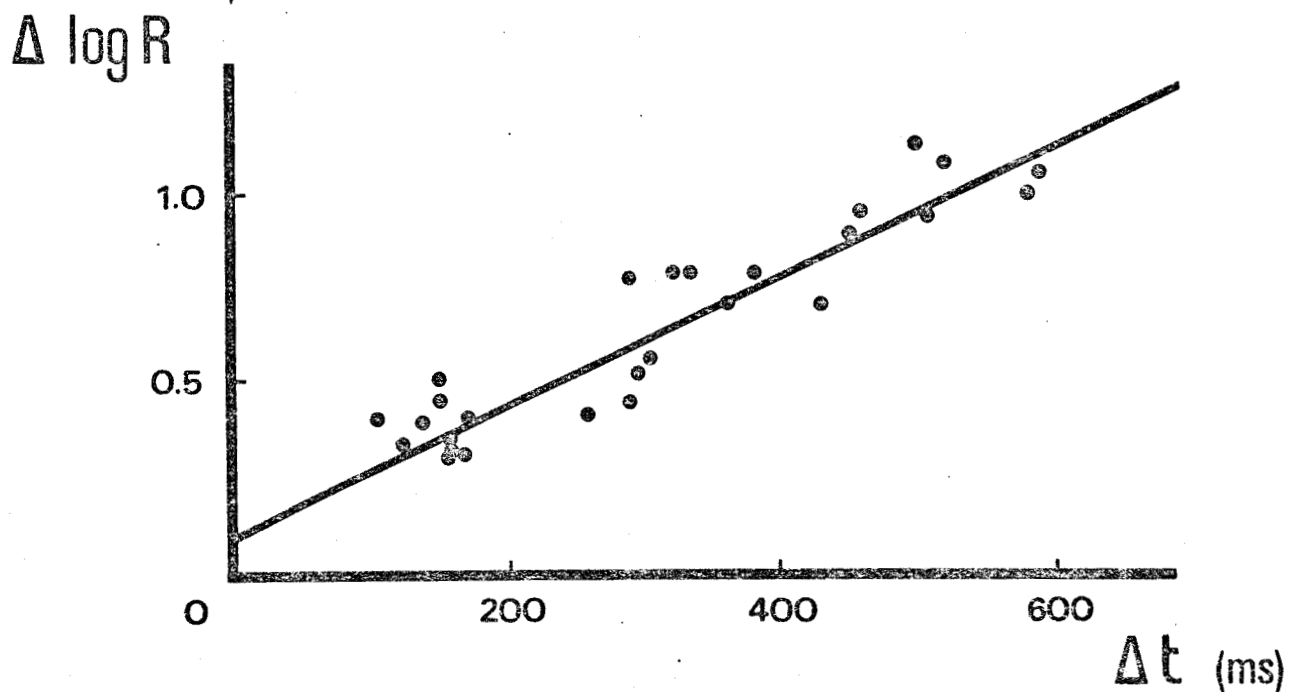


Figure 32

Relation entre $\Delta \log R$ et Δt , obtenue à partir de 12 montées de force isométrique.

(J. C. C. 15.7.71)

(Explications dans le texte).

b) Onde préliminaire

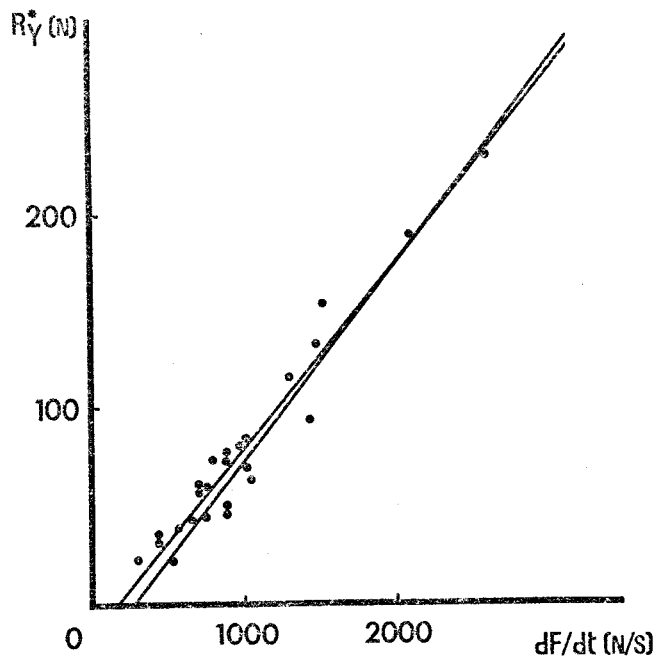
La valeur de l'amplitude de l'onde préliminaire n'a pu être reliée à aucune variable des mouvements. On peut cependant apprécier d'une façon indirecte les variations de cette amplitude, à partir du tracé de R^* .

Lors de la montée de la force, la différence instantanée entre R et F , c'est-à-dire R^* , croît rapidement et passe par un maximum approximativement au moment où la force atteint sa valeur maximale. Cette valeur maximale de R^* est liée à la valeur maximale de la pente du front montant, soit dF/dt , par une relation linéaire (v. fig. 33 a). C'est dire que R^* ne dépend que de dF/dt , et sa valeur peut même dépasser, lorsque la pente du front montant est raide, la valeur de F . Ceci implique que, dans ce cas, R prenne une valeur de signe opposé à celle de F : c'est l'onde préliminaire. Lors de la descente de la force, la relation entre R^* et dF/dt est également linéaire, mais la pente de cette relation est inférieure environ de moitié à la pente de la première relation. La valeur de R^* dans ce cas, ne dépasse jamais la valeur de F (v. fig. 33 b).

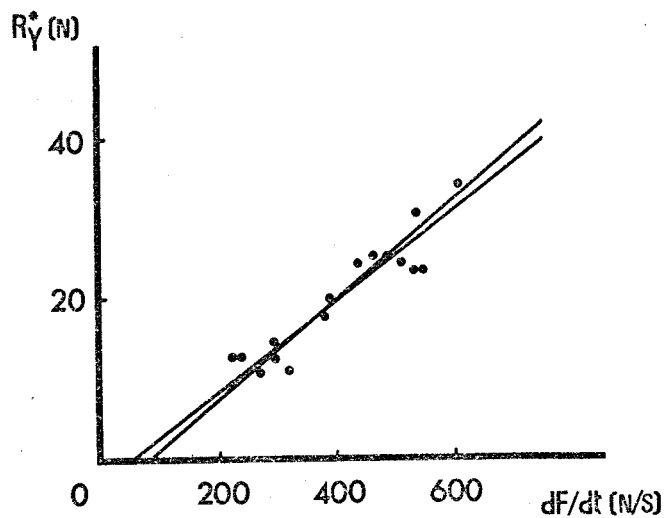
Il semble donc que la différence entre ces deux relations corresponde à l'existence de l'onde préliminaire, dont l'amplitude serait ici proportionnelle à dF/dt , la vitesse de variation de la force.

Les relations entre R^* et dF/dt ont été établies pour chacun des quatre sujets. Les valeurs de la pente, correspondant à la montée et à la descente de la force sont données dans le tableau 5.

Ces particularités trouveront leur intérêt dans la discussion de la fonction de transfert.



- a -



- b -

Figure 33

Relation entre les valeurs maximales de R^* et celles de dF/dt au cours :

- a) de la phase de montée isométrique de la force
- b) de la phase de descente isométrique

Ces relations concernent 25 montées et 17 descentes de force effectuées par un sujet au cours de 2 examens.

(J. C. C. 15.7.71)



		I		II	
		montée	descente	montée	descente
JCC		0,099	0,029	0,085	0,033
	r	.96	.81	.95	.86
FL		0,107	0,096	0,087	0,087
	r	.96	.96	.97	.92
FB		0,096	0,059	0,098	0,060
	r	.97	.94	.90	.91
JD		0,071	0,029	0,080	0,035
	r	.91	.64	.88	.94

Tableau 5

Valeurs des pentes et des coefficients de corrélation correspondants, des relations entre R^* et dF/dt .

Chaque valeur de pente a été établie à partir d'environ 20 montées de force.

Ces résultats concernent les deux examens (I et II) subis par chaque sujet. Les pentes sont exprimées en N par N/S.



- CHAPITRE III -

DISCUSSION
-:-:-:-:-

Avant d'aborder la discussion des résultats, il a semblé souhaitable de rappeler que les erreurs expérimentales introduites par les techniques utilisées ne semblent pas interférer de façon critique sur les mesures.

En effet, d'une part, les caractéristiques des différents éléments constituant la chaîne de mesure, sont telles que l'erreur qui leur est due est très faible. On rappellera ici, simplement, que dans les conditions d'utilisation normales, les performances de l'ensemble de la chaîne de mesure permettent d'assurer une précision meilleure que 1 p.100 pour une bande passante de 0 à 80 Hz dans les conditions les plus défavorables.

D'autre part, du fait de leurs propriétés élastiques, les dispositifs mécaniques utilisés (colonne du guide-mouvement et plateforme de force, essentiellement) sont susceptibles de

jouer le rôle de filtres passe-bande, pour des fréquences d'excitation centrées approximativement sur 20 Hz. Il importe donc de considérer avec précautions, les phénomènes dont la période est de l'ordre de 50 ms. C'est le cas, tout particulièrement, de l'onde préliminaire qui précède la montée de la force, qu'elle soit isométrique ou anisométrique.

Par ailleurs, on a indiqué l'existence d'une force résiduelle selon l'axe OY provoquée par l'application d'une force selon OX. La valeur de celle-ci est égale à deux à trois centièmes de la force appliquée. Etant donné que les réactions selon OX sont le dixième environ des réactions selon Y, l'erreur commise sur R_y , seul considéré, est alors de l'ordre de quelques millièmes.

Enfin, du fait des différents montages utilisés, au cours des montées de force, des mouvements passifs et des mouvements actifs, la part relative des dispositifs mécaniques et du corps dans la transmission de la force au plancher dynamométrique, est susceptible de varier. Ainsi, d'un type de mouvement à un autre, l'importance relative de la force transmise par le corps est susceptible de différer.

La discussion qui suit comportera une analyse des résultats obtenus entre les valeurs maximales et instantanées de la force F_y et de la réaction R_y . Pour interpréter ces résultats, une fonction de transfert du corps sera décrite et utilisée.

A - ANALYSE DES RESULTATS

Les résultats font apparaître que, d'une façon générale, la réaction qui mesure la force résultante appliquée par le corps du sujet sur le plancher dynamométrique, est différente de la force développée au niveau de l'avant-bras, au cours d'un mouvement. La différence entre R et F s'exprime par un certain nombre de relations qui ont pu être établies entre ces variables.

I - CARACTERES GENERAUX DES RELATIONS ENTRE R ET F

On peut distinguer essentiellement deux types de relations entre R et F.

- Les relations entre les valeurs maximales de R_y et de F_y ne permettent d'apprécier qu'un aspect de cette différence entre R_y et F_y . En effet, elles ne mesurent que les variations d'amplitude de la force transmise par le corps en dehors de toute étude de la forme elle-même du tracé de réaction. Elles sont toutes représentées par des droites, et s'appliquent à tous les types de mouvements examinés. Les variations de la pente de ces droites expriment les variations de la différence entre R et F lorsque les conditions d'exécution des mouvements varient, ou lorsque le type de mouvement est différent.

Ces résultats présentent une certaine régularité d'un examen à un autre. En effet, deux séries de mouvements du

même type, exécutés dans des conditions semblables, au cours de deux examens différents, déterminent deux relations dont les pentes sont peu différentes. D'autre part, la dispersion des résultats est assez peu importante. Cette régularité et la faible dispersion permettent, pour chaque type de mouvement, de regrouper les résultats concernant plusieurs sujets et plusieurs examens. C'est dire que, pour un type de mouvement donné, effectué dans des conditions semblables, on peut établir la relation entre R et F avec un coefficient de corrélation élevé, à partir des mesures effectuées chez tous les sujets, et pour deux examens.

- Les relations entre les valeurs instantanées de R et de F, sont plus diversifiées. Certaines sont représentées par des droites ou, grâce à des transformations de variables adéquates, peuvent être ramenées à des droites. Les relations entre valeurs instantanées permettent d'étudier en détail les différentes formes que peut prendre la différence entre R et F. En effet, elles concernent essentiellement les différences de forme entre les tracés de R et de F. Lorsque l'on considère un seul sujet, ces résultats sont, en général, reproductibles et on peut, comme pour les valeurs maximales, regrouper les résultats concernant deux examens. Si on compare les résultats se rapportant à plusieurs sujets, on constate parfois d'importantes variations inter-individuelles. Ces variations sont plus ou moins importantes selon les relations considérées et il est possible que ces variations soient liées en partie à l'allure différente des mouvements exécutés par les différents sujets.

II - RELATIONS ENTRE LES VALEURS MAXIMALES DE R ET DE F

- Dans le cas des mouvements unidirectionnels, la pente de la relation est supérieure à 1 et ne dépend pas de la durée des mouvements. C'est dire que les valeurs de R ne dépendent que des valeurs maximales de F, et sont indépendantes de la vitesse de variation de F, dans les limites de durée des mouvements envisagées.

- Dans le cas des mouvements de va-et-vient, selon que la force développée pour déplacer l'avant-bras est due à un dispositif mécanique externe, ou bien à l'activité musculaire du sujet, la pente de la relation entre R et F est différente. Quand le mouvement est passif, la pente de la relation est égale à 1 : la réaction est égale à la force. Quand le mouvement est actif, la pente de la relation est supérieure à 1 et dépend de la fréquence des mouvements, c'est-à-dire que les valeurs de la réaction ne dépendent pas seulement des valeurs maximales de F, mais sont d'autant plus grandes que la vitesse de variation de la force est élevée.

Il importe de souligner que ce caractère est indépendant de la valeur de l'excursion angulaire. En effet, alors qu'elle décroît progressivement, la fréquence restant constante, les points correspondants sur le diagramme de R en F, s'alignent toujours sur la même droite.

- Dans le cas des montées de force, la valeur du palier de réaction est toujours égale à celle du palier de force. La vitesse de variation de la force est nulle.

De l'analyse de ces relations, il ressort tout d'abord que la réaction est toujours supérieure ou égale à la force, même au cours d'un mouvement simple.

Si l'on considère uniquement les mouvements de va-et-vient et les montées de force, la différence entre R et F semble due au fait que la force varie : quand la force est constante, sa vitesse de variation est nulle, la différence entre R et F est nulle. Lorsque la force varie, la différence croît d'autant plus que la vitesse de variation de F est plus élevée. Par contre, la relation établie pour les mouvements unidirectionnels est indépendante de cette variation de F.

D'autre part, si la variation de force provoque l'apparition d'une différence, c'est seulement lorsqu'elle est due à l'activité musculaire du sujet.

III - RELATIONS INSTANTANÉES ENTRE R ET F

Les relations instantanées se rapportent d'une part au décalage temporel qui sépare R et F, d'autre part aux modifications de forme du tracé de réaction par rapport au tracé de force.

1 - Décalage temporel

Quel que soit le type de mouvement effectué, la réaction présente en général un retard sur la force. La valeur de ce retard semble varier en fonction des conditions d'exécution des mouvements. Dans le cas des mouvements unidirectionnels, le retard des maxima de réaction sur ceux de force varie sans que l'on puisse relier ces variations aux autres paramètres des

mouvements. Dans le cas des mouvements actifs de va-et-vient, ce retard est exprimé par le déphasage entre R et F. Celui-ci s'accroît quand la fréquence des mouvements augmente, c'est-à-dire quand la vitesse de variation de F augmente. Quand les mouvements sont passifs, on ne mesure pas de retard : le déphasage est nul.

2 - Oscillations

La différence entre R et F se présente également sous forme d'oscillations de basse fréquence, qui succèdent à une variation brutale de la force. Dans le cas des mouvements de va-et-vient actifs, ces oscillations n'apparaissent pas, ou sont masquées ; elles ne sont, en tout cas, pas décelables. Dans le cas des mouvements unidirectionnels, elles sont apparentes et la valeur maximale de leur amplitude dépend de la durée des mouvements. C'est dire qu'elle est d'autant plus importante que la force mise en jeu est grande et que la vitesse de variation de la force est élevée. Dans le cas des montées de force isométriques, pour une même valeur de la force, la valeur maximale de l'amplitude des oscillations de R est directement liée à la pente de la montée de F, c'est-à-dire dF/dt .

L'amplitude de ces oscillations décroît selon une courbe exponentielle et leur période varie notamment en fonction des valeurs de l'amplitude des paliers de R et de F.

3 - Onde préliminaire

Enfin, cette différence entre R et F peut également prendre la forme d'une onde préliminaire. Celle-ci précède le maximum de force, alors que le maximum de réaction présente en général un retard sur celui de force. La valeur maximale de

cette onde n'a pu être reliée à l'une quelconque des variables des mouvements, par une relation cohérente. Cependant, on peut indirectement exprimer la valeur de cette amplitude en considérant les valeurs de R^* , c'est-à-dire de la différence $F - R$, lors de la montée de la force isométrique. Une relation linéaire a pu être établie entre R^* et dF/dt . Il semble donc que la valeur maximale de cette onde soit liée directement à la vitesse de variation de la force.

En conclusion, le fait que la réaction soit différente de la force au cours des mouvements actifs, implique la mise en jeu d'autres forces que celle développée par les muscles du bras. Il semble que l'on puisse exclure l'action des forces extérieures et, par conséquent, ces forces sont nécessairement mises en jeu par des mouvements de masses corporelles autres que l'avant-bras. Appréciés d'après les tracés de réaction, ces mouvements de masses corporelles se manifestent sous différentes formes. Avant le mouvement, ils se traduisent par l'onde préliminaire. Pendant le mouvement, ils provoquent l'apparition d'un retard entre R et F , et l'augmentation de la valeur de R . Après le mouvement, ces mouvements sont de type oscillatoire, et s'amortissent rapidement.

Le problème est tout d'abord de savoir quelles sont les masses corporelles susceptibles de se déplacer et de provoquer l'apparition de ces forces ; car, a priori, le corps du sujet est fermement solidarisé au siège et les mouvements des masses corporelles singulièrement limités. On peut se demander également si les forces mises en jeu sont passives ou actives.

B - RECHERCHE D'UNE FONCTION DE TRANSFERT

Les différentes relations entre R et F sont autant d'éléments d'appréciation du comportement biomécanique du corps au cours d'un mouvement. On a cherché à exprimer ces résultats de façon synthétique et c'est dans cette perspective que le corps a été considéré comme un système input - output dont on a tenté de déterminer la fonction de transfert. Quels que soient les phénomènes qui déterminent la nature des relations entre R et F, leurs effets peuvent être décrits par la seule fonction de transfert. Il s'agira ensuite d'établir dans quelle mesure les propriétés biomécaniques et physiologiques du corps humain autorisent une interprétation biologique de cette fonction de transfert.

I - METHODE DE DETERMINATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT

1 - Principe

Pour évaluer la fonction de transfert de ce système dont on ne connaît pas l'équation, l'analyse des relations entre la sortie et l'entrée - la réaction et la force - permet de formuler une première équation simple, donnant une approximation grossière du système, et dont les coefficients peuvent être calculés à partir des caractéristiques de signaux de sortie. Cette première équation est ensuite programmée sur un calculateur analogique, ce qui permet de simuler la réponse du système. La réponse du modèle est comparée à la réponse réelle du système pour les mêmes signaux d'entrée qui sont les variations de la force que l'on a enregistrées sur bande magnétique au cours des expériences.

Selon que les caractéristiques de la réponse réelle, l'équation de départ peut éventuellement être modifiée en conséquence de façon à donner une meilleure approximation de l'équation réelle. Les mêmes opérations peuvent ensuite être répétées pour la nouvelle équation formulée, et ainsi par étapes successives, l'équation du système peut être approximée de façon d'autant plus précise que le nombre d'opérations est plus élevé.

Mais il est certain que si la précision s'accroît quand le nombre de corrections augmente, l'interprétation de la fonction de transfert est d'autant moins aisée que l'équation se complique davantage. En définitive, il a semblé préférable de se contenter, du moins dans un premier temps, d'une équation simple, qui ne découragerait pas l'interprétation physiologique et dont les coefficients pouvaient être approchés sans trop de difficultés à partir des données expérimentales.

C'est pourquoi, on s'est limité ici à la première étape du processus, comportant la recherche d'une fonction de transfert et la simulation analogique de celle-ci. En outre, une équation différentielle, à coefficients constants a été considérée, c'est-à-dire que les non-linéarités du système corporel n'ont pas été envisagées dans cette première approximation. Enfin, il a été fait abstraction de l'existence de l'onde préliminaire, précédant, comme on l'a vu, la réponse transitoire de la réaction.

Etant donné les remarques exposées au début du § II des résultats, ce sont essentiellement les composantes, en Y de R et de F sur lesquelles des données quantitatives ont été établies. Il en résulte que la fonction de transfert se rapporte à l'axe transverse

2 - Analyse des réponses aux différentes entrées

Ainsi qu'on l'a développé dans l'introduction, la détermination de la fonction de transfert implique que les signaux d'entrée appliqués au système soient représentés par des fonctions mathématiques bien définies ; c'est le cas des entrées typiques. La production de signaux semblables à ces différents types d'entrées à partir des mouvements, ne peut être réalisée que d'une façon très approximative. Il en résulte que lorsqu'on assimile les variations de la force à des entrées typiques, on risque d'introduire une erreur dans la valeur des coefficients calculés en fonction de ces hypothèses.

a) Réponse harmonique

Pour les mouvements de va-et-vient, le décours de la force, c'est-à-dire de l'entrée, est en fait un processus aléatoire stationnaire. En effet, lorsqu'on impose au sujet de produire des mouvements de fréquence et d'amplitude constantes, les valeurs de la fréquence et de l'amplitude varient en fait de façon aléatoire, autour d'une valeur moyenne. La valeur moyenne de la fréquence est égale à celle du métronome électronique qui donne la cadence des mouvements ; la valeur moyenne de l'amplitude correspond à celle indiquée par les repères qui limitent l'excursion angulaire des mouvements. Les variations instantanées de la force ne peuvent donc pas être représentées par une sinusoïde unique à laquelle correspondent une valeur donnée de la fréquence et une valeur donnée de l'amplitude mais par une somme de sinusoïdes de fréquence et d'amplitude différentes. L'allure de la courbe de force permet d'ailleurs de supposer que son spectre de puissance est du type " à bande étroite ". Ce spectre n'a pu être déterminé, et on a

considéré la courbe de force comme une seule sinusoïde.

Par ailleurs, la fréquence des mouvements effectués ne peut être portée à des valeurs élevées, en raison notamment de l'inertie de l'avant-bras. Il en résulte que les courbes de réponse en fréquence sont toujours incomplètes.

On retiendra néanmoins, que dans les limites de la gamme des fréquences examinées, l'amplitude croît en fonction de la fréquence de façon continue. Il en est de même pour la phase.

En définitive, dans le cas présent, les entrées harmoniques ne permettent une détermination précise, ni des coefficients, ni de la nature de la fonction de transfert du système corporel.

b) Réponse aux entrées transitoires

Les mouvements unidirectionnels ne présentent également qu'un intérêt relatif pour la détermination de la fonction de transfert. En effet, leur représentation mathématique est complexe et, en tout cas, est très différente de celle des entrées typiques.

Par contre, les montées de force sont très intéressantes de ce point de vue. En particulier, l'étude des oscillations qui suivent la descente de la force permet de calculer les coefficients de l'équation très aisément. En effet, le système est alors en régime libre, et l'entrée étant nulle, elle n'a aucune influence sur les caractéristiques de la sortie.

En conclusion, on rappellera tout d'abord que les variations de la réaction, c'est-à-dire de la sortie, dépendent essentiellement de la vitesse de variation de la force, c'est-à-dire de l'entrée.

Il semble donc que la relation entre la sortie et l'entrée puisse être représentée par une équation différentielle.

D'autre part, la nature oscillatoire de la réponse transitoire suggère que cette équation soit au moins du deuxième ordre. C'est le cas qui sera envisagé.

II - EXPRESSION DE LA FONCTION DE TRANSFERT

1 - Nature de l'équation caractéristique du système corporel

Lorsqu'un système est écarté de sa position d'équilibre un court instant, puis abandonné dans cette position, il retrouve sa position première en produisant un mouvement qui est l'expression de l'intégrale générale de l'équation caractéristique régissant ce système. Cette réponse se présente ici sous forme d'une sinusoïde amortie qui représente l'intégrale générale d'une équation différentielle du second ordre de la forme :

$$a \frac{d^2y}{dt^2} + b \frac{dy}{dt} + cy = F(t) \quad (1)$$

où : a, b et c sont des coefficients constants et F(t) est la variable d'entrée.

Afin d'en calculer les coefficients, l'équation est mise sous une forme un peu différente, soit :

$$\frac{d^2y}{dt^2} + \frac{b}{a} \frac{dy}{dt} + \frac{c}{a} y = \frac{F(t)}{a}$$

$$\text{et} \quad \frac{d^2y}{dt^2} + 2z\omega_0 \frac{dy}{dt} + \omega_0^2 y = \frac{F(t)}{a} \quad (2)$$

ω_0 est égal à $\sqrt{\frac{c}{a}}$ et représente la pulsation propre non amortie de la réponse ; z , le facteur d'amortissement, est égal à $\frac{b}{2a\sqrt{\frac{c}{a}}}$ et conditionne le mode de décroissance des oscillations.

2 - Détermination des coefficients

Les valeurs des coefficients ω_0 et z ont été calculées à partir des tracés expérimentaux, plus précisément à partir des courbes de décroissance des oscillations et des valeurs de la pseudo-période de ces oscillations. La méthode utilisée pour calculer ces coefficients est exposée dans l'annexe 1. Cette méthode implique que, d'une part, l'entrée soit effectivement un échelon, et d'autre part, que la pseudo-période soit constante. Or, ce n'est pas le cas, ici, et on doit s'attendre à ce qu'une erreur soit commise sur la valeur des coefficients déterminés.

La pente des fronts montant et descendant de la force ont une valeur largement inférieure à celle de la pente d'un échelon qui est théoriquement infinie. Il en résulte que l'amplitude des oscillations, mesurées sur les tracés de montée ou de descente de force, est inférieure à leur valeur théorique correspondant à un véritable échelon. Cependant, étant donné que la mesure de la décroissance ne dépend que du rapport des amplitudes de deux oscillations successives, la valeur absolue de l'amplitude n'influence pas la valeur de la décroissance. On peut

d'ailleurs, apprécier l'erreur que l'on commet sur la mesure de l'amplitude des dépassements. En effet, à partir des valeurs de ω_0 et de z calculées, il est possible de déterminer l'amplitude du premier dépassement de la réponse selon une méthode décrite par GILLE et coll. (1967). Pour $z = 0,2$ environ, la valeur théorique du premier dépassement est égale à 53 p.100 de la valeur du palier. Les valeurs mesurées expérimentalement sont ici approximativement égales à 45 p.100 du palier à la montée, et 18 p.100 à la descente.

Par ailleurs, on peut comparer, dans une certaine mesure, les valeurs de z obtenues ici à celles proposées par WEIS et coll. (1966). La valeur de z donnée par ces auteurs est comprise entre 0,3 et 0,4, ce qui correspond à un dépassement de 25 à 37 p.100 dans le cas d'une excitation de type échelon. L'amortissement paraît donc plus important que celui que l'on a calculé.

D'autre part, la valeur de T varie dans des proportions non négligeables. Pour les besoins de l'équation, on est donc dans le cas de choisir une seule valeur de T . On a considéré ici la valeur moyenne de T calculée à partir de chaque première période des oscillations (v. Résultats, § B.II.2). Cette valeur prend en compte toutes les variations de T en fonction des différents niveaux de force.

Il est clair que cette valeur ne constitue pas une moyenne réelle des valeurs de T dont chacune dépend de la valeur de R et de celle de F . Cependant, en raison du nombre insuffisant de

données permettant de caractériser les variations de T, il a été nécessaire, dans l'état actuel des connaissances, de choisir arbitrairement une seule valeur de T.

Les valeurs de ω_0 et de z sont issues de celles de T et de d obtenues à partir des mesures faites sur les oscillations concernant 24 montées de force pour chacun des quatre sujets. Les valeurs de z et ω_0 sont présentées dans le tableau 6.

	ω_0 rad/s	z
F. L.	20,1	0,19
J. D.	22	0,16
F. B.	23,2	0,20
J. C.	21,2	0,20

Tableau 6

Valeurs des coefficients z et ω_0 de l'équation caractéristique du système corporel.

Ces résultats concernent pour chaque sujet 24 montées de force effectuées au cours de deux examens.

III - SIMULATION DE LA REPONSE DU MODELE

1 - Nécessité de la simulation

L'équation proposée pour représenter le système corporel, ne tient pas compte d'un certain nombre de caractéristiques de la réponse, c'est-à-dire de la réaction R_y . Par ailleurs, les caractéristiques des signaux d'entrée et de sortie impliquent certaines hypothèses simplificatrices susceptibles de se répercuter sur la valeur des coefficients de l'équation de la fonction de transfert. Il a donc paru nécessaire de simuler le modèle sur ordinateur, afin de juger du degré de conformité de la réponse simulée à la réponse réelle.

On s'est limité à considérer les entrées réelles obtenues au cours d'un examen complet réalisé par un seul sujet et à comparer simplement l'allure des réponses réelle et simulée. On n'a donc pas testé quantitativement la conformité de l'une à l'autre. Par ailleurs, étant donné l'allure comparable des réponses obtenues chez différents sujets, le fait d'en avoir considéré qu'un seul ne semble pas devoir limiter l'intérêt éventuel des indications recueillies.

Afin de ne pas alourdir l'exposé, la programmation de l'équation est reportée en annexe II.

2 - Allure des signaux de sortie

Quel que soit le type de l'entrée F_y appliquée, on constate que la réponse simulée S_y , présente un décours beaucoup plus lissé que celui de la réponse réelle R_y . Il n'est pas évident

que cette particularité est uniquement due au fait que la réponse réelle est déformée par la présence de vibrations parasites, ayant pour origine les systèmes mécaniques utilisés.

Lorsque l'entrée est représentée par la force exercée au cours des mouvements de va-et-vient, (v. fig.34), les courbes de R_y et de S_y sont semblables : les amplitudes et les déphasages par rapport à F sont approximativement du même ordre sur chacun des tracés, pour les différentes fréquences examinées. Les courbes de réponses en fréquence n'ont pas été établies ici.

Les entrées transitoires provoquent l'apparition de réponses différentes qui se distinguent par un certain nombre de caractères. Pour les mouvements unidirectionnels, il a été établi (cf Résultats, § B-II-3) une relation linéaire entre R et F indépendante des conditions de durée des mouvements. Or, il apparaît que l'amplitude de S_y est inférieure à celle de R_y (v. fig.35), en particulier quand les mouvements sont brefs ; par conséquent, la relation entre R_y et S_y dépend de la rapidité du mouvement, lorsque l'on considère un système linéaire du second ordre. D'autre part, les maxima de S_y présentent en général un léger retard sur ceux de R_y . La période des oscillations de S_y est constante, alors qu'en R_y cette période varie. Enfin, l'onde préliminaire négative n'apparaît jamais sur les tracés de S_y .

Dans le cas des montées de force, (v. fig.36), les maxima de S_y présentent également un léger retard sur ceux de R_y et la fréquence propre des oscillations en R_y varie alors qu'en S_y cette fréquence est fixe.

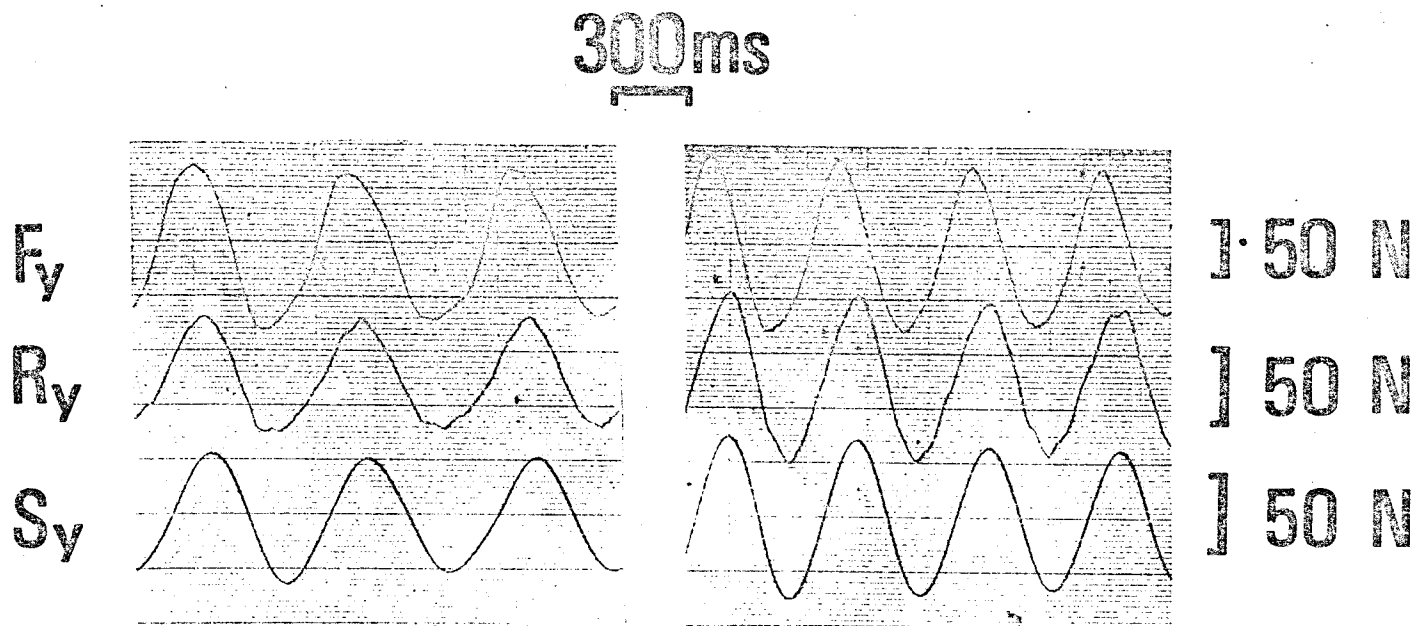


Figure 34

Enregistrements des réponses du système réel et du modèle pour deux fréquences différentes de mouvements de va-et-vient.

(J.C.C. 7.7.71 - I₀)

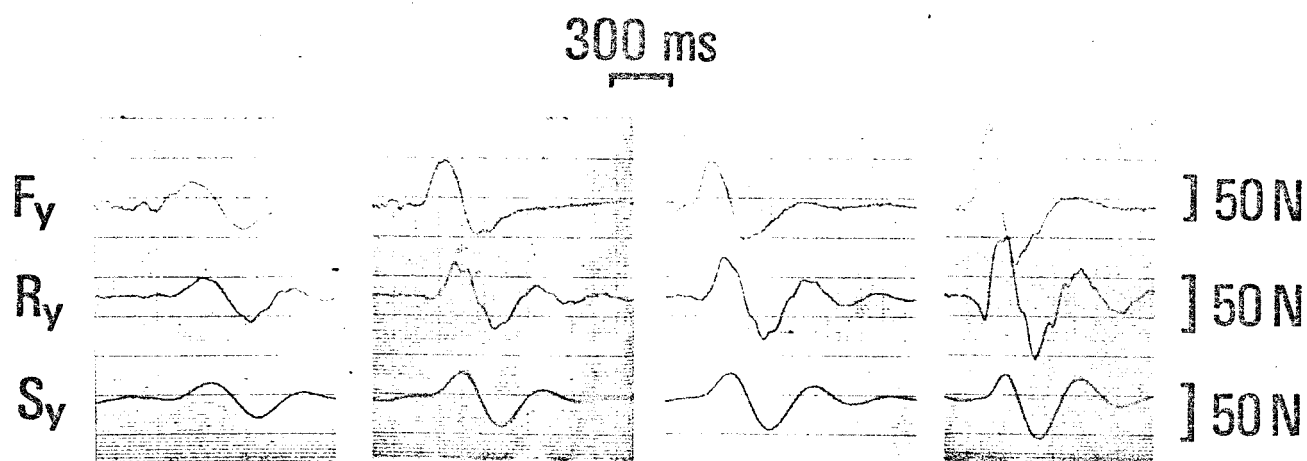


Figure 35

Enregistrements des réponses transitoires du système réel et du modèle, dans le cas des mouvements unidirectionnels.

(J.C.C. 7.7.71 - I₀)



300ms

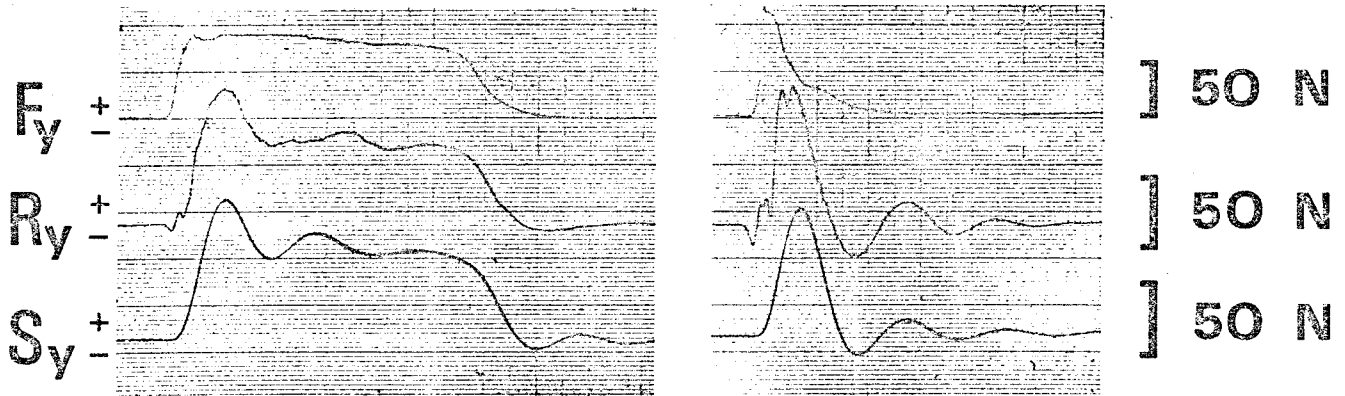


Figure 36

Enregistrements des réponses transitoires du système réel et du modèle, dans le cas de montées de force.

La différence entre les deux enregistrements tient dans la durée du maintien de la durée maximale de la force.

(J.C.C. 7.7.71)



Les réponses d'un système linéaire du second ordre se distinguent donc des réponses du système réel par un certain nombre de points, et les différences entre les deux réponses ne peuvent être attribuées à la nature particulière des signaux d'entrée. Ces différences correspondent donc à des caractéristiques particulières du système corporel. Celles-ci, en l'occurrence, peuvent être représentées d'une part, par des non-linéarités, et d'autre part, par un comportement initial différent.

- Non linéarité

Aux deux causes de variation de T définies dans les résultats (§ B-II-2), on peut envisager de faire correspondre deux types de non linéarité.

* Pour une même valeur constante de l'entrée, la valeur de la période T décroît lorsque l'amplitude des oscillations de R_y décroît. Cette variation de T est explicable par une variation des coefficients de la fonction de transfert en fonction de l'amplitude de la réponse, quelle que soit la valeur de l'entrée. Il s'agit donc d'une non-linéarité indépendante de l'entrée.

* Pour deux valeurs constantes différentes de F , la valeur T , choisie comme indice de la période moyenne, est différente. Lorsque la valeur de l'entrée augmente, la valeur de T décroît. Cette deuxième non linéarité dépend donc de la valeur de l'entrée.

Cette interprétation semble confirmée pour les mouvements unidirectionnels. En effet, la réponse s'accroît de la même manière que F , et prend une valeur nettement supérieure à celle de S . Là aussi, les coefficients de l'équation du système semblent être fonction du niveau de l'entrée.

- Comportement "vicieux au départ"

L'onde préliminaire négative de la réponse ne peut être reproduite par le modèle établi. Si l'on considère les montées de la force, en conditions isométriques ou anisométriques, comme un début d'échelon, cette partie initiale de la réponse est caractéristique d'un système dont le comportement est qualifié de "vicieux au départ". C'est dire que, par rapport à la réponse d'un système du second ordre, la réponse de ce type de système se distingue notamment, lors de l'application d'un échelon, par une réponse qui est différente dans sa phase initiale. Ces systèmes sont dits "à déphasage non minimal".

En conclusion, la fonction de transfert qui a été proposée, en dépit de son caractère sommaire, ne paraît pas devoir décourager une interprétation physiologique globale des résultats expérimentaux.

C - INTERPRETATION BIOMECHANIQUE DES RESULTATS
EN FONCTION DE LA NATURE DES REACTIONS
POSTURALES

L'interprétation de la fonction de transfert du système corporel peut être abordée, d'une part en considérant des propriétés biomécaniques du corps, et d'autre part en analysant les conséquences mécaniques de la réponse neuromusculaire associée au mouvement. Celle-ci peut se traduire soit par une simple redistribution des activités toniques des muscles posturaux, soit par des mouvements de masses corporelles autres que l'avant-bras.

Ces deux effets sont envisagés séparément. Dans le premier cas, la redistribution du tonus sera invoquée pour expliquer les variations des propriétés biomécaniques du système corporel. Dans le deuxième cas, les mouvements autres permettront d'avancer une hypothèse quant à l'origine de l'onde préliminaire.

I - MODELE BIOMECHANIQUE DU SYSTEME CORPOREL

Si on se réfère aux études citées dans l'introduction (BERTHOZ, 1969 ; WEIS et coll., 1966), le corps en position assise, doit être considéré, semble-t-il, comme un système mécanique du second ordre, à un degré de liberté, lorsqu'il est soumis à des vibrations transversales. Plus précisément, selon BERTHOZ, le corps peut être comparé à une tige flexible qui,

lorsque la fréquence de la vibration excitatrice augmente, est le siège d'ondes stationnaires. Autrement dit, les propriétés biomécaniques de la colonne vertébrale semble jouer un rôle important dans le type d'activité étudié. En l'occurrence, en raison de sa structure articulée, et de l'action des muscles qui croisent les articulations, la colonne vertébrale doit être considérée comme flexible. Néanmoins, lorsque la fréquence de la vibration excitatrice est inférieure à 2 Hz, environ, il semble que les mouvements de la tige peuvent être assimilés à ceux d'une tige rigide.

C'est en particulier ce qui ressort de l'étude de la fonction de transfert du système corporel. Celle-ci suggère que le système corporel soit comparé à un système dont les éléments qui le composent peuvent être ramenés à trois éléments équivalents un ressort, une masse, un amortisseur. C'est dire que dans les conditions expérimentales, l'ensemble constitué par le tronc, la tête et le membre supérieur qui ne travaille pas, doit être considéré comme un seul chaînon corporel. En effet, dans le type d'activité étudié, les membres inférieurs ne participent pas, semble-t-il, aux mouvements. L'ensemble du tronc et de la tête constitue alors un pendule vertical inversé et l'action résultant de la musculature du tronc peut être comparée à l'action conjuguée de deux ressorts équivalents qui, situés de part et d'autre de l'axe du pendule maintiendraient celui-ci en position verticale. Il a été montré que la période de ce pendule vertical varie essentiellement de deux façons (v. Résultats, § B-II-2-a). Ces variations correspondent aux deux types de non linéarités du système corporel qui ont été trouvées (v. § B-III-2). En première approximation, ces variations sont imputables aux variations de raideur des ressorts équivalents qui, dans le modèle mécanique, figurent la musculature du tronc. Les variations de la raideur peuvent être exprimées de deux façons.

Tout d'abord, la période des oscillations est d'autant plus faible que l'amplitude de celles-ci est plus petite. Cela correspond à un accroissement de la raideur lorsque l'amplitude des mouvements du pendule décroît. Etant donné les propriétés élastiques musculaires, dont on sait qu'elles ne sont pas linéaires, les propriétés des ressorts équivalents, représentant la musculature du tronc, sont nécessairement non linéaires. Par ailleurs, la disposition de cette musculature fait que les muscles ne se contractent généralement pas selon la direction du déplacement et il est possible par conséquent que cela se traduise par des non-linéarités si on assimile l'action des muscles à celle de deux ressorts. Quelle que soit la force développée au niveau de l'avant-bras, ces propriétés sont vérifiées, et il semble qu'elles soient indépendantes du niveau de contraction des muscles du tronc.

Par contre, le deuxième type de non linéarité est en rapport avec le niveau de contraction des muscles du bras. Cette deuxième non linéarité se traduit par une diminution de la pseudo période T lorsque la force développée au niveau de l'avant-bras est plus grande, et par conséquent quand la force résultante appliquée par le corps est plus grande. Il semble donc que cette non linéarité corresponde à une variation de la raideur consécutive à une augmentation du niveau de contraction des muscles du tronc.

En conclusion, la représentation du corps en position assise par un pendule vertical permettrait de reproduire à l'aide de ce modèle, les réponses en fréquences du système corporel, les réponses transitoires, pour une très large part, et en tout cas les oscillations consécutives aux mouvements. Les propriétés

biomécaniques du corps permettent donc d'expliciter en partie la nature de la fonction de transfert du système corporel, telle qu'elle a été définie. La représentation mécanique du système corporel proposée ici, est en accord avec celle que donnent les auteurs que l'on a cités. Il faut remarquer cependant que cette représentation n'est valable que dans le cadre des présentes conditions expérimentales. En particulier, le comportement mécanique du corps n'a été analysé que pour des fréquences inférieures à 2,5 Hz. Au dessous de cette fréquence, aucune résonance n'a pu être mise en évidence, même pas celle de la tête (BERTHOZ, 1969). Mais, il est possible que les mouvements de la tête, dont la masse est largement inférieure à celle du tronc, soient masqués lorsque l'on essaye de les apprécier sur le tracé obtenu à partir d'un plancher dynamométrique. D'autre part, il faut remarquer que le sujet est fermement maintenu par un harnais. Celui-ci limite singulièrement les mouvements du tronc et probablement reporte les fréquences de résonance vers des valeurs plus élevées.

Enfin, les non linéarités du système corporel sont explicables en partie grâce aux propriétés élastiques musculaires. Néanmoins, la non linéarité dépendant du niveau de contraction musculaire, ainsi que l'onde préliminaire ne semblent pas devoir trouver une explication biomécanique simple immédiatement.

II - CONSEQUENCES BIOMECHANIQUES DE LA REPONSE NEUROMUSCULAIRE ASSOCIEE AU MOUVEMENT

Les caractères de la réponse neuromusculaire associée à un mouvement simple, ont été décrits lors de l'introduction (v. page 2).

On rappellera simplement que lors d'un mouvement simple concernant l'un des membres supérieurs, il apparaît une réponse neuromusculaire d'autant plus importante et d'autant moins circonscrite que la force développée est plus grande. Cette réponse affecte non seulement les muscles des articulations adjacentes de celles du membre qui travaille, mais aussi les muscles du tronc, et éventuellement ceux des membres inférieurs. Cette réponse se traduit soit par une simple redistribution des activités toniques des muscles posturaux, soit par des mouvements divers, concernant en particulier la tête. Les activités musculaires associées au mouvement sont contemporaines du mouvement d'une manière générale, mais peuvent également précéder celui-ci.

D'un point de vue mécanique, les effets de cette activité neuromusculaire peuvent se manifester sous deux formes. Celles-ci seront envisagées successivement en rapport avec les particularités de la réponse du système corporel.

1 - Modifications des propriétés biomécaniques du système corporel

La redistribution du tonus postural qui accompagne le mouvement volontaire semble devoir expliquer les variations de raideurs des ressorts équivalents du modèle mécanique du système corporel. En effet, l'exécution du mouvement provoque un accroissement des activités toniques des muscles posturaux. Ceci a pour effet d'augmenter la raideur des muscles, et par conséquent celle de l'ensemble du corps. Il en résulte que la période propre des oscillations du système corporel est plus courte lorsque le sujet développe une force au niveau de l'avant-bras, que lorsque le sujet est "relâché", après un mouvement unidirectionnel ou une montée de force par exemple. A cette modification de la raideur du corps correspond bien le deuxième type de non linéarité qui a été observé.

2 - Effets des mouvements associés.

Si des mouvements corporels associés au mouvement volontaire apparaissent, ceux-ci déterminent, tout comme les mouvements de l'avant-bras, des déflexions du tracé de réaction. Il semble que l'onde préliminaire résulte de ce phénomène, bien que l'observation du sujet exécutant le mouvement volontaire ne permette pas de déceler nettement l'existence d'un tel mouvement associé. Celui-ci précéderait le mouvement de l'avant-bras, sa durée étant courte, comprise entre 50 et 100 ms et la masse concernée par ce mouvement se déplacerait dans le sens opposé à celui du mouvement de l'avant-bras.

Il faut également remarquer que la force mise en jeu par ce mouvement est relativement faible et que par conséquent, ou bien la masse déplacée est relativement faible, ou bien le déplacement concerne une masse importante et se trouve alors très réduit.

A priori, étant donné que le corps du sujet est fermement solidarisé au siège par un harnais, il paraît peu probable que le tronc soit le siège de tels mouvements, ou du moins ceux-ci sont alors considérablement limités. Il apparaît en effet que la fixation du tronc est très relative, car elle autorise des mouvements de celui-ci qui se traduisent notamment par les oscillations décelées sur le tracé de R. Cependant, en raison de la rapidité du mouvement dont résulte l'onde préliminaire, il est peu probable que ce mouvement affecte l'ensemble du tronc. D'autre part, l'examen des EMG montre que les muscles fixateurs de l'épaule sont activés sensiblement en même temps que le biceps et le triceps. En particulier, l'examen des latences séparant les activités électrique et mécanique du pectoral et du deltoïde, et celles du biceps et du triceps permet d'exclure l'existence de mouvements préparatoires au niveau de l'épaule.

Il en résulte que l'hypothèse d'une activité anticipatrice qui a été avancée, en accord avec les études de HOPF et HUFSCHMIDT, cités par HELLEBRANT et coll. (1956), n'est pas confirmée, du moins, en ce qui concerne les muscles fixateurs de l'épaule. L'activité de ces muscles leur confère un rôle fixateur dans le cas considéré.

En ce qui concerne les membres inférieurs, étant donné leur position lorsque le sujet est assis - les genoux fléchis sont

jointes ; les pieds reposent sous le siège - ils ne semblent pas devoir participer aux mouvements, bien qu'ils soient libres de se mouvoir.

Il est probable, par contre, que la tête puisse être animée d'un tel mouvement associé. En effet, il ressort des études de WATERLAND et coll. (1961) que des mouvements simples du membre supérieur, déterminent une réponse neuromusculaire essentiellement localisée dans la moitié supérieure du corps. En particulier, des mouvements réflexes de la tête ont été mis en évidence avec un fort pourcentage de reproductibilité.

En conclusion, on retiendra que les réactions posturales associées au mouvement volontaire permet d'explicitier les variations des propriétés biomécaniques du corps en rapport avec l'exécution d'un mouvement simple. Les effets de ces réactions posturales se traduisent par :

a) une augmentation de la raideur de l'ensemble du tronc, qui répond vraisemblablement à la nécessité de fixer les articulations. Cette fixation des pièces squelettiques permet aux muscles du segment distal d'appliquer une force importante, sans pour cela que l'équilibre général du corps soit perturbé.

b) l'apparition d'une onde préliminaire qui correspond fort probablement à l'existence d'un mouvement préparateur qui précède le mouvement de l'avant-bras.

Selon toute vraisemblance, ce mouvement ne peut concerner l'épaule en raison de la coïncidence des EMG des muscles de

l'épaule et de ceux du bras. Comme les déplacements du tronc sont particulièrement limités, on peut penser que ce mouvement siège au niveau de la tête, étant donné l'état actuel des connaissances concernant ce phénomène. Dans ce cas, ces mouvements réflexes de la tête auraient pour but d'accroître l'efficacité du mouvement volontaire.

RESUME - CONCLUSIONS

1 - La présente étude répond à la question de savoir s'il est possible de faire une évaluation quantitative globale des réactions posturales affectant l'ensemble du corps humain alors qu'une articulation distale est mobilisée par une contraction isométrique ou anisométrique.

2 - A cet effet, une technique de mesure différentielle est décrite. Elle comporte d'une part, un plancher dynamométrique qui permet d'enregistrer les forces de réaction exercées par le sol sur le sujet qui prend appui et, d'autre part, un guide-mouvement muni de capteurs permettant de mesurer la force exercée au cours du mouvement du segment corporel. La différence entre ces deux forces permet théoriquement d'apprécier les perturbations affectant l'équilibre général du corps.

3 - La situation expérimentale est la suivante : les sujets sont assis sur un siège rigide auquel ils sont fermement solidarisés par un harnais. L'avant-bras droit est rendu solidaire

d'une attelle plastique sur laquelle il repose. Celle-ci constitue la partie mobile d'un guide-mouvement, mobile autour d'un axe vertical. Le siège et le guide-mouvements reposent sur le plancher dynamométrique. Il en est de même des dispositifs mécaniques accessoires permettant l'exercice d'un effort isométrique

4 - Une description technique est donnée du dispositif mécanique en question, des chaînes de mesure et des procédés de recueil des variables mécaniques de l'activité motrice. Un examen détaillé des performances du plancher dynamométrique est réalisé. Les méthodes de traitement des données expérimentales sont également décrites, et en particulier, l'élaboration de celles-ci à l'aide d'un ordinateur analogique on-line. Enfin, les modalités de détection et de recueil des EMG globaux sont exposés ainsi que l'élaboration de leurs enveloppes.

5 - Divers types de mouvements du coude sont considérés. Il s'agit : a) de montées de force isométriques, effectuées dans le sens d'une flexion ; b) de mouvements unidirectionnels de flexion ; c) de mouvements de va-et-vient passifs, l'avant-bras étant déplacé par la force de rappel de deux ressorts situés de part et d'autre du système mobile ; d) de mouvements de va-et-vient actifs. Quatre niveaux de force pour les contractions isométriques, trois inerties différentes, dans le cas des mouvements ont été considérés. Dans chaque condition, un nombre appréciable de mouvements ont été réalisés à des vitesses différentes. Deux séries d'examen identiques ont été réalisés sur chaque sujet. Quatre sujets différents ont été examinés.

6 - Les résultats portent essentiellement sur l'examen de la réaction R et de la force F. Une étude descriptive systématique permet de mettre en évidence l'importance relativement primordiale des composantes selon OY (axe transversal) et de souligner l'existence de retards affectant les tracés de réaction et d'oscillation affectant ces mêmes tracés.

L'étude quantitative de F_y et R_y est ensuite réalisée. Elle montre l'existence d'une relation linéaire entre les valeurs maximales de F_y et R_y dont la pente est supérieure à 1 dans le cas où une activité musculaire est mise en jeu et ne varie que dans le cas des mouvements actifs de va-et-vient, où elle augmente avec la fréquence.

L'existence d'un retard est mise en évidence sous la forme d'un déphasage qui s'accroît lorsque la fréquence augmente, dans le cas des mouvements actifs de va-et-vient et qui est nul dans le cas des mouvements passifs de va-et-vient. Ce même retard semble relativement constant pour les mouvements unidirectionnels. Le début des mouvements unidirectionnels et des montées de force, est marqué par l'apparition, sur le tracé de R, d'une onde préliminaire inverse qui ne figure pas sur le tracé de F, et dont l'importance est liée à la vitesse de variation de la force. Enfin, les oscillations du tracé de R ont une période propre d'environ 300 ms, qui varie d'une part en fonction des valeurs maximales de R, et d'autre part, en fonction de celles de F. L'amplitude des oscillations est proportionnelle à la vitesse de variation de la force.

7 - Une fonction de transfert du système corporel de transmission au plancher dynamométrique de la force exercée distalement, est recherchée. Cette fonction de transfert ne concerne que la direction transversale. Il s'agit pour l'essentiel d'une équation différentielle du second ordre, dont les coefficients sont calculés à partir des données expérimentales. Deux types de non linéarités sont décrits, et un aspect particulier du comportement est rapproché de celui d'un système à "déphasage non minimal".

8 - Une interprétation des résultats est donnée qui tient compte : a) des propriétés biomécaniques du corps humain, en accord avec les auteurs cités ; b) des modifications de celles-ci en rapport avec la redistribution des activités toniques musculaires posturales ; c) des mouvements réflexes anticipés affectant des masses corporelles autres que l'avant-bras. L'éventualité d'une localisation céphalique de ces mouvements est envisagée.

9 - La conclusion qui ressort de cette recherche dont le caractère limité n'est pas surestimé est que, la méthode d'évaluation globale des réactions posturales, au cours du mouvement, qui a été décrite, semble prometteuse. Par contre, l'étude détaillée des mouvements complexes à l'aide d'une plateforme de force semble d'autant plus difficile que les propriétés biomécaniques du corps rendent délicate, sinon insurmontable l'interprétation des tracés de réaction.

BIBLIOGRAPHIE

AMAR, J. (1923)

Le moteur humain.
DUNOD édit., Paris, 1 vol., 690 p.

BARON, J.B., MOLINIE, J. and VRILLAC, A. (1967)

Statokinesimetric recording of the body balance in
sport medicine.
Biomechanics I, 1st Int. Seminar Zurich, KARGER éd.,
Basel/New-York, 213-219.

BELEN'KH, V.Y., GURFINKEL, V.S. et PAL'TSEV, I. (1966)

Elements of control of voluntary movements.
Biofizika, 12, 1, 135-141.

BERTHOZ, A. (1969)

Protection de l'Homme contre les vibrations.
Doc. Lab. Physiol. Trav. du CNAM, Paris, 1 vol.,
160 p. multigraph.

BOUISSET, S., CRESSEVER, D. et SOULA, C. (1962)

Comparaison d'enregistrements piézodynamographiques,
accélérométriques et électromyographiques d'un mouvement
élémentaire.
J. Physiol., Paris, 54, 2, 300-301.

BOUISSET, S. (1967)

Postures et Mouvements.
In SCHERRER, "Physiologie du Travail". MASSON édit.,
Paris, Tome I, 43-153.

BRENIERES, Y. (1971)

Etude biomécanique de la marche.
Diplôme d'Etudes Approf., Fac. Sci., Orsay, 1 vol., p.

CNOCKAERT, J.C. (1968)

Etude de l'organisation d'un mouvement simple de va-et-vient
Application à la recherche d'un rythme optimal.
Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sci., Lille, 1 vol., 49 p.
ronéot.

CRESSEVER, D. (1962)

Etude piézodynamographique et électromyographique d'un
mouvement élémentaire. Influence de la durée et de la
charge.
Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sci., Lille, 1 vol., 37 p.
ronéot.

FLEURY, P. et MATHIEU, J.P. (1962)

Vibrations mécaniques - Acoustique.
EYROLLES édit., Paris, 1 vol., 321 p.

GILLE, J.C., DECAULNE, P. et PELEGRIN, M. (1970)

Théorie et calcul des asservissements linéaires.
DUNOD édit., Paris, 1 vol., 428 p.

GRAY, J. (1968)

Animal locomotion.
WEIDENFELD et NICHOLSON édit., London, 1 vol., 479 p.

HELLEBRANDT, F.A., HOUTZ, S.J., PARTRIDGE, M.S.
et WALTERS, C.E. (1956)

Tonic neck reflexes in exercises of stress in man.
Amer. J. Phys. Med., 35, 144-159.

HUDSON, W.R. (1962)

A study of the dynamic response characteristic of a reaction force apparatus for measuring physiological cost of dynamic manual work.

J. Indust. Engin., XIII, 1, 15-18.

LESTIENNE, F. (1967)

Recherche et signification de la représentation mathématique d'un mouvement monoarticulaire.

Diplôme d'Etudes Sup., Fac. Sci., Lille, 1 vol., 66 p. dactyl.

LESTIENNE, F. (1971)

Contribution à l'étude du mouvement dirigé. Analyse quantifiée de la coordination agoniste-antagoniste.

Thèse 3e Cycle, Lille, 1 vol., 123 p. dactyl.

MAGNUS, R. et DE KLEIJN, A. (1912)

Die Abhängigkeit des tonus der Nackemuskeln von der Kopf-stellung.

Arch. ges. Physiol., 147, 403-416.

NASHNER, L.M. (1970)

Sensory feedback in human posture control.

Sci. D. Thesis, Massachusetts Inst. Technology, Cambridge, Mass., 1 vol., 195 p. ronéot.

PAILLARD, J. (1963)

Tonus, posture et motricité téléocinétique.

In KAYSER, "Physiologie". MASSON édit., Paris, Tome II, 403-512.

PERTUZON, E. et LESTIENNE, F. (1971)

Détermination expérimentale de la position d'équilibre d'une articulation.

C. R. Soc. Biol., Lille, (à paraître).

RUFFENER, E. (1951)

La mise en équation des résultats expérimentaux.

DUNOD édit., Paris, 1 vol., 37 p.

THOMAS, D.P. et WHITNEY, R.J. (1959)

Postural movements during normal standing in man.
J. of Anat., 93, 4, 525-539.

TOULOTTE, J.M. (1967)

Dispositif d'étude et modèle analogique de la fonction
d'équilibration chez l'Homme.
Thèse Docteur Ingénieur, Fac. Sci., Lille, 1 vol.,
95 p. ronéot.

VERRIEST, J.P. (1971)

Etude des forces exercées sur le sol au cours d'un
mouvement monoarticulaire de va-et-vient.
J. Physiol., Paris, 63, 6, 299-A.

WATERLAND, J.C. and HELLEBRANDT, F.A. (1961)

Involuntary patterning associated with willed movement
performed against progressively increasing resistance.
Amer. J. Phys. Med., 43, 1, 13-30.

WEIS, J.R. et PRIMIANO, J.R. (1966)

The motion of the human center of mass and its
relationship to mechanical impedance.
Human factors, Oct., 399-405.

WISNER, A., DONNADIEU, A. et BERTHOZ, A. (1965)

Etude biomécanique de l'Homme soumis à des vibrations
de basses fréquences.
Trav. Hum., 28, 1, 17-56.

ANNEXE I

1 - Solutions de l'équation (2)

En régime libre, c'est-à-dire quand le système est abandonné à lui-même, le deuxième terme de l'équation (2) est nul et la solution de l'équation représentée par une sinusoïde amortie s'écrit :

$$y = A e^{-z \omega_0 t} \cdot \cos \omega t \quad (3)$$

A, est une constante et ω est la pulsation propre des oscillations amorties qui est liée à ω_0 par la relation :

$$\omega = \omega_0 \sqrt{1 - z^2}$$

ou
$$\omega^2 = \omega_0^2 - (z \omega_0)^2 \quad (4)$$

L'amplitude des ondes successives, - y_0 à l'instant t_0 et y à l'instant t , - de part et d'autre de la position d'équilibre, décroît selon une progression géométrique telle que :

$$\frac{y}{y_0} = e^{-z \omega_0 (t_0 - t)} \quad (5)$$

2 - Méthode de détermination des coefficients

Les valeurs de ω_0 et z peuvent être calculées à partir des tracés expérimentaux à l'aide des relations (4) et (5).

En passant en logarithmes, l'équation (5) donne :

$$\log y_0 - \log y = z \omega_0 (t_0 - t) \log e$$

ou,
$$\log y = + 0,4343 \cdot z \omega_0 \cdot \Delta t$$

Cette relation entre $\Delta \log y$ et Δt est linéaire dans la mesure où z et ω_0 sont constants. C'est l'hypothèse que l'on pose ici et qui est vérifiée expérimentalement comme on le verra plus loin. Dans ce cas, la pente, d , de cette relation est alors égale à $0,4343 z \omega_0$, ce qui permet de déterminer le produit $z \omega_0$:

$$z \omega_0 = \frac{d}{0,4343} \quad (6)$$

On peut mesurer sur les tracés expérimentaux, y et y_0 , valeurs maximales successives de la réaction R , ainsi que t et t_0 , les temps correspondants. Il a été rapporté au § B-2-b des résultats que la décroissance de l'amplitude des oscillations de R en fonction du temps suit une loi exponentielle. La relation entre $\Delta \log R$ et Δt présente une allure linéaire (v. fig. 32), ainsi que supposé plus haut, dont la pente varie selon les sujets. On connaît ainsi le produit $z \omega_0$ pour chaque sujet.

Pour déterminer ω_0 et z , on a recours à l'équation (4). Celle-ci nécessite la connaissance de ω .

La valeur de ω peut être calculée à partir de celle de T , la pseudo-période de la sinusoïde amortie, sachant que :

$$\omega = \frac{2\pi}{T}$$

Or la valeur de T varie dans des proportions non négligeables. Comme ω_0 et z ont été supposés constants pour un sujet donné, on se trouve dans le cas de devoir choisir une valeur constante de T . Il semble, a priori, que la précision sur la mesure de T est meilleure lorsque l'amplitude des oscillations est grande : c'est la raison pour laquelle on a choisi pour valeur de T , la valeur moyenne de la période de la première oscillation de chaque sinusoiède amortie. Il est clair que cette valeur choisie arbitrairement ne peut représenter la moyenne de l'ensemble des valeurs de T qui dépendent chacune de l'amplitude de R . Les valeurs de T , ainsi définies, ont été calculées au § B-II-2 des résultats.

Les valeurs de d, ω, ω_0 et z , pour chacun des 4 sujets examinés sont reportées sur le tableau 7.

	d	ω rad/s	ω_0 rad/s	Z
F.L. 6/7	1,69	19,9	20,1	0,19
J.D. 30/6	1,53	21,6	22	0,16
F.B. 13/7	2,08	22,8	23,2	0,20
J.C. 15/7	1,83	20,8	21,2	0,20

Tableau 7

Valeurs des coefficients Z et ω_0 moyens de l'équation du système corporel, ainsi que ω et d, la pente de la droite $(Z \omega_0 \log e) f s x$.

ANNEXE IIProgrammation du calcul analogique

Pour les besoins du calcul, on commence par établir la valeur de y'' à partir de l'équation (3) :

$$y'' = -2z\omega_0 y' - \omega_0^2 y + \frac{F(t)}{a}$$

Les valeurs de y' et y sont obtenues à partir de y'' par deux intégrations successives :

$$y' = - \int_0^t (-2z\omega_0 y' - \omega_0^2 y + \frac{F(t)}{a}) dt + y'_0$$

$$y = \int_0^t y' dt + y_0$$

y'_0 et y_0 sont les valeurs initiales de y' et de y respectivement.

Le signe de y est ensuite inversé, puis y et y' sont multipliés respectivement par ω_0^2 et $2z\omega_0$, dont les valeurs sont affichées sur des opérateurs potentiométriques.

La valeur de a est indéterminée, on ne peut donc pas multiplier $F(t)$ par $1/a$. Cependant, le système simulé étant linéaire le fait de multiplier l'entrée par une constante ne modifie pas l'allure de la réponse. La valeur de l'amplitude de la sortie est simplement multipliée par la même constante. On peut donc utiliser comme entrée les valeurs de $F(t)$ au lieu de $F(t)/a$, sachant que la sortie sera dans ce cas elle-même multipliée par a .

Les valeurs de $F(t)$, c'est-à-dire les variations de la force enregistrées au cours de l'expérience sur bande magnétique, sont fournies par le lecteur de bandes. $F(t)$ est sommé avec $-2\omega_0 z y'$ et $\omega_0^2 y$ pour donner y'' .

Dans le cas des entrées transitoires, les conditions initiales sont nulles. En ce qui concerne les entrées harmoniques, ces conditions ne peuvent être déterminées, et par conséquent, le début de la réponse n'a pas été considéré.

Le schéma de calcul est donné par la figure 37.

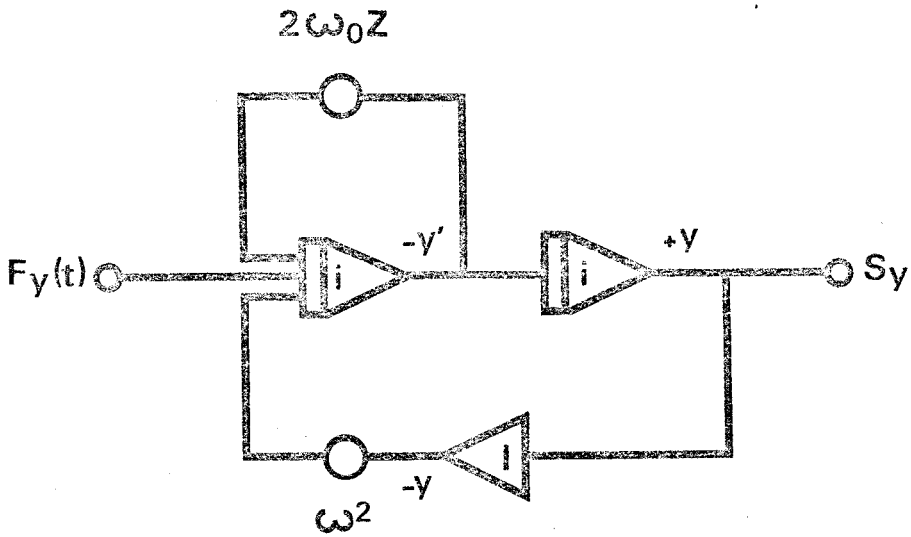


Figure 37

Schéma du calcul analogique de la réponse du modèle du système corporel.

i : intégrateur

I : inverseur

(Les valeurs initiales de y' et de y sont nulles)

