

LES MÉCANISMES NEUROPHYSIOLOGIQUES DU MOUVEMENT, BASE POUR LA COMPRÉHENSION DU GESTE

[Clarisse Gaudes](#), [Michel Aptel](#)

Presses Universitaires de France | « [Le travail humain](#) »

2008/4 Vol. 71 | pages 385 à 404

ISSN 0041-1868

ISBN 9782130567783

Article disponible en ligne à l'adresse :

<https://www.cairn.info/revue-le-travail-humain-2008-4-page-385.htm>

Distribution électronique Cairn.info pour Presses Universitaires de France.

© Presses Universitaires de France. Tous droits réservés pour tous pays.

La reproduction ou représentation de cet article, notamment par photocopie, n'est autorisée que dans les limites des conditions générales d'utilisation du site ou, le cas échéant, des conditions générales de la licence souscrite par votre établissement. Toute autre reproduction ou représentation, en tout ou partie, sous quelque forme et de quelque manière que ce soit, est interdite sauf accord préalable et écrit de l'éditeur, en dehors des cas prévus par la législation en vigueur en France. Il est précisé que son stockage dans une base de données est également interdit.

LES MÉCANISMES NEUROPHYSIOLOGIQUES
DU MOUVEMENT,
BASE POUR LA COMPRÉHENSION DU GESTE

par C. GAUDEZ^{*} et M. APTEL^{*}

SUMMARY

NEUROPHYSIOLOGIC MECHANISMS OF VOLUNTARY MOVEMENT: A BASIS FOR UNDERSTANDING GESTURE

Understanding the gestures used by operators at work is a major issue in the field of ergonomics. Voluntary movement forms the basis of gesture. Knowing the processes required to execute a voluntary movement is essential if we are to understand the gestures adopted by operators. This paper aims to explain both gesture and voluntary movement. It then presents the most recent scientific knowledge in the field of neurophysiology and, through a series of experiments, the biomechanics necessary to perform voluntary movement. A voluntary movement results from an interaction between body segments which are intentionally mobilized, constituting the focal chain, and the remaining body segments, called the postural chain. Voluntary movement obeys the laws of physics and physiology. Its execution induces an endogeneous disturbance of body balance. In order to maintain balance, a counter-perturbation must be produced, which results from dynamics developed from muscular activities of the postural chain. These dynamics precede and accompany the voluntary movement. They are modified according to the initial posture adopted by the subject, the contact area between the subject and his supports, and the location and slipperiness of the support surfaces. The dynamics of the focal chain are closely dependent on those dynamics developed in the postural chain. Thus, the basis of a gesture is the outcome of organisational control over the way each muscle is brought into play and the coordination between the activity of different muscles to maintain a posture which is compatible with body balance and the requirements of the task.

Key words : Musculoskeletal disorders, Prevention, Movement, Gesture, Neurophysiology, Biomechanic.

Comprendre les gestes de travail adoptés par l'opérateur est un enjeu essentiel en ergonomie. Les caractéristiques de ces gestes sont la résultante de facteurs intrinsèques de nature génétique, de facteurs éducatifs culturels et sociaux et, pour la composante professionnelle, de facteurs liés

^{*} Institut national de recherche et de sécurité, Département Homme au travail, rue du Morvan, CS 60027, 54519 Vandœuvre cedex, France. E-mail : clarisse.gaudez@inrs.fr.

aux conditions d'apprentissage de la tâche, à la situation de travail mais aussi à ses déterminants organisationnels. Les analyses de l'activité de travail considèrent d'ordinaire seulement les segments corporels mobilisés, le plus souvent les membres supérieurs, comme impliqués dans la réalisation de l'activité. Le reste de la chaîne corporelle, l'axe vertébral et les membres inférieurs, aurait pour unique fonction de fournir une base stable et indispensable à la mobilisation des membres supérieurs (Clot, 2005). Pourtant, les études en neurophysiologie ont montré que l'exécution d'un mouvement est le fruit d'une activité musculaire de l'ensemble des segments corporels (Babinski, 1899). En effet, de par la loi de l'action et de la réaction, les forces produites par la mobilisation de segments sont transmises le long de la chaîne corporelle. Le mouvement est de ce fait source de perturbation de l'équilibre du sujet. Or, pour qu'il soit exécuté de manière efficace, il nécessite le maintien de l'équilibre corporel. C'est pourquoi, une activité musculaire est développée au sein des différents segments corporels non directement impliqués dans le mouvement, par exemple, le tronc et les membres inférieurs pour une tâche effectuée avec les membres supérieurs, afin de contrecarrer la perturbation d'équilibre. En conséquence, au cours d'une tâche, l'activité musculaire des membres supérieurs ne représente que la partie visible de l'activité de l'ensemble des segments corporels. L'inadéquation entre les effets perturbateurs de l'équilibre et leurs effets compensateurs, dans un contexte professionnel, peuvent conduire à une réduction de l'efficacité du mouvement susceptible de contraindre l'opérateur à modifier son mode opératoire, voire à majorer ses sollicitations musculo-squelettiques. Il est donc essentiel de comprendre les bases des phénomènes physiologiques et biomécaniques qui sous-tendent l'exécution du mouvement pour ensuite mieux appréhender le geste réalisé.

Cet article vise d'une part, à présenter les connaissances scientifiques les plus récentes concernant le mouvement et les régulations de l'équilibre et d'autre part, à rappeler les liens entre le mouvement et le geste. Il se divise en trois parties. La première précise la notion de mouvement par rapport à celle de geste. Les deux autres parties mettent en évidence l'étroite dépendance de la dynamique développée par les segments corporels directement impliqués dans le mouvement avec, d'une part, la dynamique du reste du corps et, d'autre part, les surfaces sur lesquelles le sujet prend appui.

I. LE MOUVEMENT À LA BASE DU GESTE

La compréhension du geste suppose un modèle d'analyse qui intègre diverses dimensions : psychologique, organisationnelle, économique, biomécanique et cognitive (Bourgeois & Hubault, 2005). Le geste permet à l'opérateur d'exprimer un sentiment, un désir, une manière d'être (Harding, 1982, dans Feyereisen & De Lannoy, 1985). Il résulte des contraintes organisationnelles de la situation de travail, du choix ou non des temps de pauses et de la latitude à varier le rythme de travail. La dimension éco-

nomique considère le geste en temps que performance, par exemple en termes de réduction de coût énergétique. Concernant les deux autres dimensions du geste, biomécanique et cognitive, évoquées par Bourgeois et Hubault (2005), elles sont réunies au sein de l'entité mouvement et plus précisément mouvement volontaire. Le mouvement volontaire résulte de l'interaction entre le niveau sensori-moteur et le niveau cognitif du système nerveux. Il répond à l'intention de réaliser une tâche déterminée et est déclenché consécutivement à la représentation mentale de l'action à effectuer. Ainsi, à l'exécution du mouvement, niveau sensori-moteur, précèdent l'intention, la planification et la programmation du mouvement, correspondant au niveau cognitif. Le mouvement volontaire est à différencier du réflexe, c'est-à-dire des réponses motrices stéréotypées déclenchées à la suite d'une stimulation sensorielle, et du mouvement induit par une perturbation extérieure.

Le mouvement volontaire est la composante fondamentale du geste. En effet, sans mouvement volontaire, il n'y a pas de geste. Aussi comprendre les mécanismes biomécaniques et neurophysiologiques qui sous-tendent le mouvement volontaire est nécessaire pour ensuite appréhender le geste réalisé et de manière plus générale le mode opératoire adopté par l'opérateur.

Comme il le sera précisé dans les paragraphes suivants, l'exécution d'un mouvement volontaire induit une perturbation endogène de l'équilibre corporel laquelle est anticipée et compensée par le sujet lui-même. La distinction fonctionnelle entre les différents segments corporels est donc nécessaire : les segments corporels directement impliqués dans l'exécution du mouvement volontaire sont appelés chaîne focale et les autres, intervenant dans le maintien de l'équilibre, constituent la chaîne posturale (fig. 1).

Pour une lecture aisée de cet article, seront inclus dans l'expression « mouvement volontaire » le travail musculaire, au sens du physiologiste, statique et dynamique. Le travail statique résulte de contractions isométriques. Ce type de contraction est présent lors du maintien d'une position donnée ou de la production d'une force sans déplacement des segments corporels les uns par rapport aux autres comme une poussée sur un objet fixe le membre supérieur tendu. Les muscles gardent une longueur constante. Au cours d'un travail dynamique, les muscles se raccourcissent ou s'allongent ce qui engendrent un changement de position dans l'espace des segments corporels les uns par rapport aux autres en fonction du temps. Une des différences, entre ces deux types de travail musculaire, est la notion de capacité de travail (Monod, 1985 ; Rohmert, 1960). Elle est appréciée en mesurant le temps limite c'est-à-dire, en condition statique, le temps maximal durant lequel une force de contraction donnée peut être maintenue et, en condition dynamique, le temps maximal pendant lequel une puissance donnée peut être maintenue. Lorsque la capacité de travail est dépassée, la fatigue musculaire apparaît ; elle est plus précoce pour des contractions dynamiques que pour des contractions isométriques (Enoka, 2002 ; Jones, 1993).



Fig. 1. — Représentation de la chaîne focale, segments corporels grisés, et de la chaîne posturale, parties du corps dessinées en noir, lors de l'élévation du membre supérieur droit

Representation of the focal chain (body segments in grey) and of the postural chain (body segments in black), when raising the right upper limb

II. LE RÔLE DE LA CHAÎNE POSTURALE DANS LA RÉALISATION D'UN MOUVEMENT VOLONTAIRE

II.1. LE MAINTIEN DE LA POSTURE

Le maintien de la posture, assise debout ou autre, nécessite un état de contraction musculaire stationnaire qui s'oppose à l'affaissement du corps sous l'effet de la pesanteur et permet le maintien de l'équilibre corporel. Le nombre de muscles mis en jeu et leur niveau d'activité diffèrent suivant la posture adoptée. Par exemple, le maintien de la posture assise « redressée » nécessite une activité musculaire plus élevée des muscles extenseurs du rachis par rapport à la posture assise « naturelle » (fig. 2). Cette différence est due à la position du tronc en cyphose dans la posture assise « naturelle » alors que la posture assise « redressée » demande une rigidité volontaire du tronc associée à un effacement de la cyphose vertébrale. La surface de contact entre le sujet et l'assise est réduite en posture assise « redressée » par rapport à la position assise « naturelle » (Moes, 2007). En posture assise « naturelle », cuisses reposant sur l'assise, la masse corporelle est centrée principalement au niveau des ischions alors qu'en posture assise « redressée » la partie proximale des cuisses contribue à l'appui. La projection du centre de gravité est proche des tubérosités ischiatiques en position assise « naturelle » et se situe en avant de celles-ci en position assise « redressée » (Schoberth, 1962). Ainsi, dans cette dernière posture, le bassin tend à basculer vers l'avant. Pour réduire cette rotation du bassin, la posture assise « redressée » nécessite une contraction des muscles extenseurs de la hanche plus importante qu'en posture assise « naturelle » (Åkerblom, 1948).

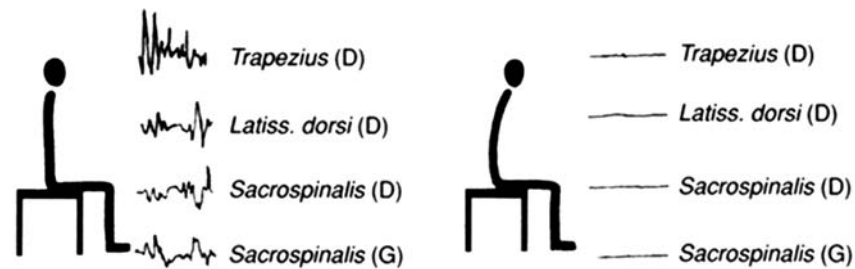


Fig. 2. — Activité électromyographique des muscles extenseurs du tronc en postures assises « redressée » (gauche) et « naturelle » (droite) : muscles trapezius (portion cervicale), latissimus dorsi et sacrospinalis droit (D) et gauche (G) (au niveau de L2 et L3) (d'après Lundervold, 1951).

Electromyographic activity of trunk extensor muscles in « upright » (left) and « naturally » (right) seated postures : trapezius (cervical section), latissimus dorsi and sacrospinalis right (D) and left (G) muscles (at levels L2 and L3) (Lundervold, 1951).

La figure 3 montre la variation des activités des muscles du plan postérieur lesquelles s'opposent à l'affaissement du corps vers l'avant pour les deux postures debout « commode » et « au garde-à-vous ». Pour la posture debout commode, le muscle soleus présente un niveau d'activité élevé, compris entre 12 et 22 % de leur force maximale volontaire selon les

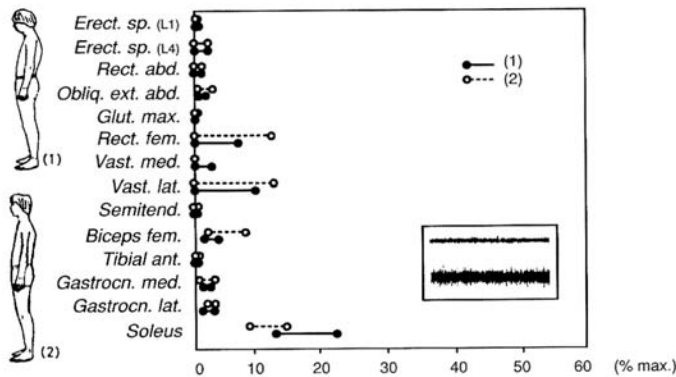


Fig. 3. — Activité électromyographique des muscles du tronc et des membres inférieurs en postures debout « commode » (1) et au « garde-à-vous » (2). Les muscles enregistrés sont les muscles extenseurs du tronc (*erector spinae*), fléchisseurs du tronc (*rectus abdominis*, *obliquus externus*), extenseur de la hanche (*gluteus maximus*), fléchisseur de la hanche (*rectus femoris*), extenseurs du genou (*vastus medialis* et *lateralis*), fléchisseur du genou (*semitendinosus* et *biceps femoris*), fléchisseur dorsal de la cheville (*tibialis anterior*) et fléchisseur plantaire de la cheville (*gastrocnemius* et *soleus*). Le niveau d'excitation est exprimé en pourcentage de la valeur maximale (abscisse) obtenue au cours d'épreuves tests (d'après Okada, 1972).

Electromyographic activity of trunk and lower limb muscles in « naturally » (1) and « upright » standing postures. Recorded muscles are trunk extensor (erector spinae) and flexor (rectus abdominis, obliquus externus) muscles, hip extensor (gluteus maximus) and flexor (rectus femoris) muscles, knee extensor (vastus medialis and lateralis) and flexor (semitendinosus and biceps femoris) muscles, ankle dorsal flexor (tibialis anterior) and plantar flexor (gastrocnemius and soleus) muscles. Excitation level is expressed as a percentage of the maximum value (abscissa) obtained during experimental trials (Okada, 1972).

sujets. Ces valeurs sont à rapprocher du temps limite, c'est-à-dire du temps maximal pendant lequel une force peut être maintenue. Ce temps limite est considéré comme infini si l'intensité de la force est inférieure à 15-20 % de la force maximale volontaire (Scherrer, 1981). Or, pour certains sujets, l'activité du soleus, en posture debout commode, excède 20 %, ce qui peut occasionner une fatigue (Okada, 1972).

Ces deux exemples mettent en évidence que le seul maintien d'une posture nécessite un coût musculaire variable suivant la posture adoptée pouvant être à l'origine d'une fatigue. Ainsi, en situation de travail, la posture imposée au salarié pour réaliser sa tâche n'est pas anodine puisque pour certains leur seul maintien est source de sollicitations excessives.

L'organisation et la régulation de la posture supposeraient un mode de contrôle hiérarchique qui disposerait de deux niveaux d'adaptation, lente et rapide (Clément, Gurfinkel, Lestienne, Lipshits, & Popov, 1984). Le premier niveau, le « système conservatif », correspondrait à un mécanisme de contrôle anticipé responsable de l'adaptation lente. Il constituerait un niveau supérieur de référence posturale stable à partir duquel le système nerveux central organiserait l'activité posturale sur la base d'une représentation interne du corps. Cette représentation contiendrait les propriétés biomécaniques et géométriques des segments corporels. Ainsi, le système nerveux central disposerait d'une représentation interne de l'orientation des segments corporels les uns par rapport aux autres et de leurs relations par rapport au monde extérieur. Cette idée de représentation de la posture au niveau du système nerveux central est accréditée par plusieurs études (Massion, 1998 ; Hlavacka, Krizkova, & Horak, 1995 ; Collins & De Luca, 1993). Ce système tiendrait compte du contexte sensoriel et cognitif dans lequel se trouve l'opérateur et du but que celui-ci s'est fixé. Il permettrait d'évaluer et de prédire les conséquences d'une action future entre autres sur le maintien de l'équilibre. Le deuxième niveau, le « système opératif », est l'étage d'exécution. Il correspondrait aux mécanismes de contrôle réactif responsables de l'adaptation rapide. Il interviendrait sous la dépendance du premier niveau. Il sélectionnerait les commandes motrices et aurait la possibilité de les corriger rapidement à partir des informations sensorielles issues de l'extérieur afin d'adapter l'activité posturale aux contraintes immédiates de l'exécution (Lestienne & Feldman, 2002).

Ainsi, les mécanismes de régulation de la posture permettent à la fois de maintenir l'équilibre corporel et de réaliser le mouvement volontaire.

II.2. LE MOUVEMENT VOLONTAIRE PERTURBE L'ÉQUILIBRE CORPOREL

Le corps étant constitué de segments mobiles articulés entre eux, la réalisation d'un mouvement volontaire génère des forces internes lesquelles se propagent le long de la chaîne corporelle (focale et posturale) jusqu'aux surfaces d'appui. Le mouvement volontaire est donc le fait de la coordination de l'ensemble des segments corporels. Par exemple, lors de l'élévation des membres supérieurs en posture debout, des forces et/ou des moments se propagent des épaules vers le tronc puis vers les membres inférieurs déplaçant, plus ou moins, le centre de masse du corps. L'équi-

libre corporel est alors perturbé. Cette perturbation de l'équilibre sera transitoire seulement si elle est compensée par une contre-perturbation adéquate. C'est dans cette problématique que se situait le neurophysiologiste Hess (1943) lorsqu'il proposait de dissocier l'exécution du mouvement volontaire en trois composantes. Chacune d'entre elles était symbolisée par un personnage : un sauteur juché sur les épaules d'un porteur, lui-même maintenu dans son dos par un supporteur (fig. 4). Le sauteur représente le mouvement volontaire, c'est-à-dire la composante dynamique correspondant aux activités de déplacement orientées vers un but, perturbateur de la posture et de l'équilibre du corps. Les deux autres personnages symbolisent les activités posturales associées au mouvement

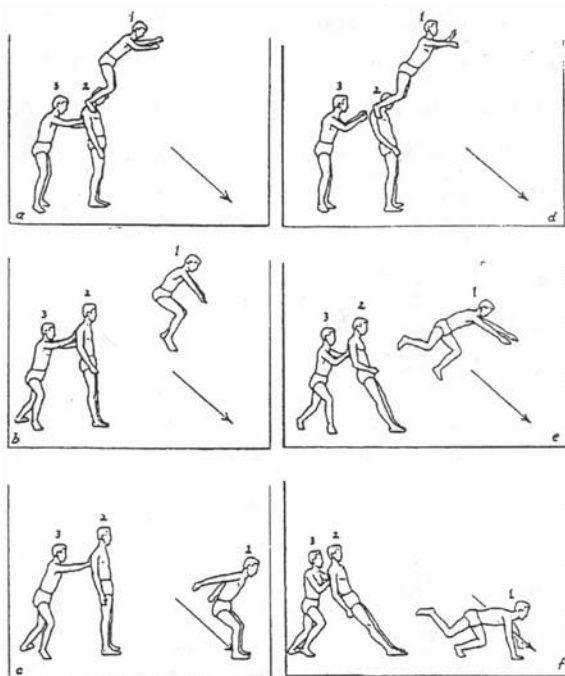


Fig. 4. — Modélisation des composantes statiques et dynamiques de la posture et du mouvement

Trois composantes du mouvement symbolisées chacune par un personnage : le sauteur (1) qui représente le mouvement volontaire et le porteur (2) et le supporteur (3) qui symbolisent les activités posturales c'est-à-dire l'ancrage postural ou composante statique associée à une réaction d'opposition à la perturbation issue du mouvement ou composante dynamique. Le saut est réussi de (a à c) lorsque le rôle joué par le porteur et le supporteur est adéquat à la perturbation engendrée par le sauteur. Sans activité posturale efficace (d à f), le mouvement n'est pas aussi bien réussi (d'après Hess, 1943).

Modelling of static and dynamic components of posture and movement

Three movement components are each symbolised by a figure : the jumper (1), representing intentional movement, the carrier (2) and the supporter (3), symbolising postural activities, i.e. postural anchoring or static component associated with an opposing reaction to disturbance caused by the movement or dynamic component. The jump is successful (a to c) when the part played by the carrier and supporter is appropriate to the disturbance caused by the jumper. The movement is not as successful without efficient postural activity (d to f) (Hess, 1943).

volontaire. Le porteur représente la composante « statique » offrant une réaction au mouvement et le supporteur une composante « dynamique » s'opposant à la perturbation issue du mouvement. Ce paradigme permet de distinguer la partie du corps directement impliquée dans le mouvement volontaire, appelée chaîne focale, de la chaîne posturale, c'est-à-dire les segments corporels non directement impliqués dans le mouvement volontaire.

Ainsi, l'exécution efficace d'un mouvement volontaire, ou de façon plus générale la réalisation d'une tâche, passe par une coordination étroite entre l'activité des segments corporels composant la chaîne focale et celle des segments composant la chaîne posturale. La stabilité du corps humain dépend de la capacité du système nerveux central à développer l'exacte contre-perturbation, en temps opportun, en sens et en intensité, pour compenser la perturbation induite par le mouvement volontaire (Bouisset, 1991). La contre-perturbation est issue des ajustements posturaux, c'est-à-dire de l'activité musculaire de la chaîne posturale. Son intensité résulte de la mobilité de la chaîne posturale, et plus précisément de l'accélération de chaque segment corporel la composant. De ce fait, toutes conditions augmentant la mobilité segmentaire posturale améliorent la dynamique posturale et par conséquent la réalisation du mouvement. La performance de la chaîne focale, par exemple la vitesse ou la force développée, est fonction de la capacité à s'opposer à la perturbation. La capacité du système musculo-squelettique à développer ces phénomènes dynamiques posturaux a été désignée par Bouisset et Zattara (1983) sous l'expression de « Capacité Posturo-Cinétique ».

II.3. LES ACTIVITÉS POSTURALES

L'existence d'ajustements posturaux associés au mouvement volontaire est connue depuis Babinski (1899). Cet auteur avait observé que l'inclinaison du tronc vers l'arrière, ou l'avant, s'accompagnait d'un déplacement des hanches et des genoux en direction opposée. Ces ajustements posturaux ont ensuite été quantifiés par différentes techniques, électromyographique, accélérométrique et cinétique, et ont été mis en évidence lors de la réalisation de mouvements volontaires variés (Bouisset & Le Bozec, 2002 ; Massion, 1992).

L'activité motrice des segments constituant la chaîne posturale précède et accompagne l'activité de la chaîne focale. Les ajustements posturaux survenant une centaine de millisecondes avant le début de l'activité de la chaîne focale ont été particulièrement étudiés. Ils sont désignés sous l'expression d'« ajustements posturaux anticipateurs » (APA) (fig. 5). Les APA correspondent à une modification de l'activité posturale initiale et sont une composante dynamique du mouvement volontaire. Ils sont phasiques, organisés et reproductibles. Leur progression est disto-proximale, elle débute de l'appui podal pour des personnes en posture debout, podal et/ou du siège pour des personnes en posture assise. Les APA sont spécifiques du mouvement à venir et diffèrent d'une tâche à l'autre. Ils sont présents chez les patients déafférentés (Forget & Lamarre, 1990), ainsi ils ne peuvent être

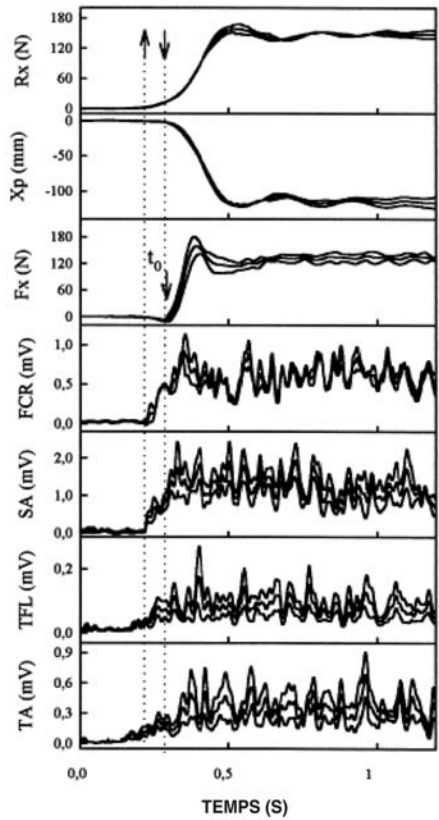


Fig. 5. — APA lors d’une poussée isométrique maximale exercée sur une barre fixe en posture assise

Rx correspond à la composante antéro-postérieure de la force de réaction du siège, Xp au déplacement antéro-postérieur du centre des pressions mesuré au niveau du siège, Fx à la composante antéro-postérieure de la force exercée sur la barre. L’activité électromyographique a été enregistrée au niveau de 4 muscles : FCR (fléchisseur commun des doigts), SA (serratus antérieur), TFL (tenseur du fascia latae) et TA (tibialis antérieur). ↑↓ indique respectivement le début et la fin des APA et t_0 ↓ le début de la poussée (d’après Le Bozec, Lesne, & Bouisset, 2001).

Biomechanical quantities and electromyographic activities during isometric maximal ramp pushes on a fixed bar in a seated posture.

Biomechanical quantities : anterior-posterior component of the seat’s force reaction Rx, anterior-posterior displacement of the centre of pressure measured at the seat Xp, and anterior-posterior component of the force exerted on the bar Fx. Electromyographic activities : FCR (flexor carpi ulnaris), SA (serratus anterior), TFL (tensor fascia latae) and TA (tibialis anterior). ↑↓ indicate the onset and the end of APA respectively and t_0 ↓ indicates onset of push force (Le Bozec, Lesne, & Bouisset, 2001).

déclenchés par l’activité de la chaîne focale et ne résultent pas d’une activité réflexe provenant d’un retour afférent. Leur programmation est dirigée uniquement vers la chaîne posturale. Ainsi, l’exécution d’un mouvement volontaire proviendrait de deux programmes, plus ou moins différenciés, celui de la chaîne focale et celui de la chaîne posturale (Massion, 1992).

La présence et l'importance des APA dépendent aussi des informations sensorielles, perçues par le sujet, issues de la perturbation à venir. Lors du rattrapage d'un objet, les APA sont présents lorsque les sujets gardent les yeux ouverts et absents lorsqu'ils ont les yeux fermés (Lacquaniti & Maioli, 1990). Lorsque les sujets ne voient que le début de la trajectoire de l'objet à rattraper, les APA sont présents mais plus faibles que lorsque l'ensemble de la chute de l'objet est visible (Aruin, Shiratori, & Latash, 2001).

L'identification précise du rôle fonctionnel des APA reste, jusqu'ici, encore mal définie. Toutefois, les nombreuses études les concernant permettent de distinguer quelques-unes de leurs fonctions.

Au cours de mouvements d'élévation des membres supérieurs, unis ou bilatéraux, effectués en posture debout, Bouisset et Zattara (1987) ont mis en évidence, à l'aide d'enregistrements accélérométriques, des ajustements précoces des segments posturaux dirigés en direction opposée aux accélérations générées par la chaîne focale. En effet, l'élévation du bras est initiée par des forces internes d'origine musculaire dont la résultante est dirigée vers le haut et l'avant. Elles engendrent des forces de réactions sur l'ensemble de la chaîne posturale qui tendent à déplacer le corps en arrière perturbant ainsi l'équilibre du sujet. La survenue précoce des APA permettrait de générer par avance, dans la chaîne posturale, des forces opposées à celles provenant du mouvement volontaire. Ainsi, un des rôles des APA serait de minimiser l'effet perturbateur du mouvement à venir, et plus précisément à maintenir l'équilibre corporel.

Les APA contribueraient à optimiser la performance motrice. Plusieurs études mettent en évidence que leur intensité est corrélée à celle de la perturbation de l'équilibre postural induite par l'exécution du mouvement volontaire. Les APA sont d'autant plus importants que la vitesse maximale du mouvement à venir est élevée (Bouisset, Richardson, & Zattara, 2000 ; Horak, Esselman, Anderson, & Lynch, 1984), que l'inertie du membre mobilisé est accrue (Zattara & Bouisset, 1986) et que la force produite est grande (Lee, Michaels, & Pai, 1990).

Un autre rôle des APA serait de stabiliser la position d'un ou de plusieurs segments corporels tels que le bras, la jambe, le tronc, la tête ou encore le corps dans sa globalité. L'exemple du serveur de café est bien représentatif de cette fonction. Lors du délestage d'une bouteille pleine placée sur un plateau maintenu sur l'avant-bras horizontal d'un sujet, dit avant-bras « postural », effectué par le sujet lui-même, l'avant-bras délesté reste horizontal (Dufossé, Hugon, & Massion, 1985 ; Hugon, Massion, & Wiesendanger, 1982). Cette stabilité est due à une inhibition des muscles fléchisseurs de l'avant-bras « postural » coïncidant avec la mise en mouvement du membre supérieur « délesteur ». Ainsi, l'effet des APA serait de préserver la position initiale de l'avant-bras « postural » pour ne pas renverser les verres restant sur le plateau (Massion, Ioffe, Schmitz, Viallet, & Gantcheva, 1999).

Ces différents rôles peuvent être généralisés aux ajustements posturaux contemporains de l'activité focale. Durant cette phase, il est difficile de dissocier au niveau de la chaîne posturale l'activité issue spécifiquement de la chaîne posturale de celle provenant de la transmission des for-

ces générées par la chaîne focale. Néanmoins, Le Bozec et Bouisset (2004) ont mis en évidence lors de poussées horizontales et symétriques effectuées en posture assise que l'augmentation de l'activité des muscles posturaux était associée à celle de la force. Dans cette même étude, ces auteurs ont montré que l'arrêt du maintien de la poussée était la conséquence non pas des muscles de l'épaule mais celle de la fatigue des muscles posturaux.

En posture assise, lors de l'exécution d'un mouvement volontaire avec les membres supérieurs, la dynamique de la chaîne posturale inclut aussi celle des membres inférieurs. En effet, lors de poussées isométriques réalisées symétriquement des deux membres supérieurs, la dynamique des membres inférieurs participe activement à celle de la partie du corps située au-dessus de l'assise. Cette contribution est mise en évidence par un déchargement précoce des pieds du sol impliquant un transfert simultané de leur dynamique vers la partie supérieure du corps (Le Bozec & Bouisset, 2004 ; Gaudez, Le Bozec, & Richardson, 2004 a).

Ainsi, ces observations montrent que le rôle de la chaîne posturale est bien plus complexe que celui de simple support de la chaîne focale.

II.4. INFLUENCE DE LA POSTURE INITIALE SUR LA RÉALISATION D'UN MOUVEMENT VOLONTAIRE

Comme mis en évidence dans le paragraphe précédent, l'exécution d'un mouvement volontaire, même segmentaire, est le fait de l'ensemble des muscles de la chaîne corporelle. L'activité musculaire le long de la chaîne posturale anticipe et prépare celle de la chaîne focale. Elle maintient l'équilibre essentiel à l'exécution du mouvement.

Par conséquent, la posture initiale adoptée par le sujet, avant le début du mouvement volontaire, influe sur le développement de l'activité musculaire de la chaîne posturale et en conséquence sur celle de la chaîne focale.

Diverses études ont observé cet état de fait. Lors de poussées isométriques et maximales, effectuées avec les membres supérieurs, la force externe développée et l'activité des muscles posturaux sont plus élevées lorsque l'aire de contact entre le sujet et l'assise du siège est réduite (Le Bozec & Bouisset, 2001). Pour réaliser un même mouvement, l'activité musculaire de la chaîne posturale diffère selon la posture adoptée par le sujet. Lors de l'élévation unilatérale d'un membre supérieur, l'activité des muscles fléchisseurs du genou présente une intensité plus importante lorsque le sujet se trouve en posture debout *versus* posture assise ou allongée et celle des muscles extenseurs du cou et de la colonne lombaire plus élevée pour les postures assise dos droit et debout (Van der Fits, 1998).

Lors d'efforts horizontaux et symétriques de poussées sur une barre fixe effectués en posture assise, Gaughran et Dempster (1956) ont montré que la force externe variait en fonction de la posture du sujet (fig. 6). Cette différence était de 180N pour les postures étudiées.

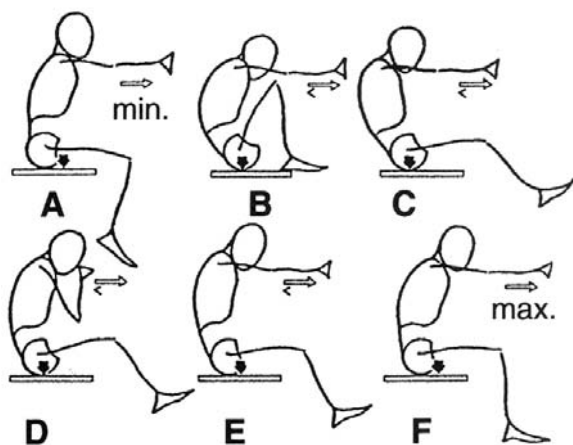


Fig. 6. — Variation de la force externe de poussée en fonction de différentes postures

Six postures adoptées par le sujet présentées dans un ordre croissant de force externe produite (de A, 44 N, à F, 224 N). La flèche noire correspond à la projection du centre de gravité sur le siège. À noter l'absence de repose-pied (d'après Gaughran & Dempster, 1956).

Variation of force during push with respect to different postures

Six postures assumed by the subject, arranged in order of force effected from a minimum at the upper left to a maximum at the lower right (from A, 44 N, to F, 224 N). The black arrow corresponds to the position of the centre of gravity projected onto the seat. Note absence of a footrest (Gaughran & Dempster, 1956).

Goutal, Lino et Bouisset (1994), et Bouisset et Zattara (1987) ont observé que la vitesse maximale d'un pointage effectué avec la main augmente, en posture debout, de la condition pieds joints à la condition pieds normalement écartés. Cette différence s'explique en considérant le pourcentage des masses corporelles pouvant être accéléré c'est-à-dire la mobilité de la chaîne posturale. En effet, le rapprochement des membres inférieurs revient fonctionnellement à réduire la mobilité de l'articulation du bassin et donc à limiter la dynamique de la chaîne posturale. Ainsi la force externe déployée dépend étroitement de la dynamique développée par la chaîne posturale. Dès lors, ces observations montrent clairement que l'efficacité du mouvement est fonction de la contre-perturbation pouvant être développée.

D'autres exemples de l'influence de la posture initiale sur la réalisation du mouvement volontaire sont donnés dans le § III. 1 où la modification de la localisation des appuis et de l'aire de contact entre le sujet et les appuis font varier la posture initiale.

Comme mentionné dans le § II. 1, le maintien d'une posture induit un coût musculaire. Ce coût varie selon la posture adoptée par le sujet, il dépend du nombre de muscle mis en jeu et de leur niveau d'activité. De ce fait, le rapport entre le bénéfice apporté par la posture, en termes de dynamique développée, et le coût musculaire nécessaire à son maintien doit être apprécié lors de l'analyse ergonomique de l'activité de travail d'un opérateur.

Dans une analyse, à visée ergonomique, des variables agissant sur un système homme-chariot de manutention, Aptel (1988) faisait la distinction entre l'effort requis, de poussée ou de traction, nécessaire au déplacement du chariot et l'effort produit par l'opérateur lequel s'applique au chariot. L'effort requis diffère de l'effort produit. En effet, la résultante de la force produite se décomposant en une composante « efficace » parallèle au sol et une composante perpendiculaire au sol. La force produite est optimale, c'est-à-dire proche de la force requise, si la composante perpendiculaire est proche de zéro. Cet auteur évoquait non seulement l'influence de la posture c'est-à-dire de la hauteur de la barre d'appui et de la position des segments corporels les uns par rapport aux autres sur l'effort produit, mais aussi l'impact des appuis c'est-à-dire de la position des segments corporels par rapport au sol et de l'adhérence du sol.

III. INFLUENCE DES APPUIS SUR LA DYNAMIQUE DES CHAÎNES POSTURALES ET FOCALES

Lors de l'exécution d'un mouvement volontaire, les forces issues de la chaîne focale se propagent le long de la chaîne posturale et sont transférées jusqu'aux surfaces d'appui. Les ajustements posturaux progressent à partir des surfaces d'appui. Le principe de l'action et de la réaction, connu aussi comme la troisième loi de Newton, exprime ce fait : une personne ne peut exécuter de mouvement volontaire efficace que si elle développe avec son environnement des forces ou des moments résultants d'intensité égale et de sens opposé aux forces appliquées par le corps du fait de la contraction des muscles. Dans *La marche des animaux*, écrit il y a plus de deux mille trois cents ans, Aristote avait déjà formulé ce précepte : « ... l'être qui se meut change de lieu en s'appuyant toujours sur le support qui est en dessous de lui... » Il témoigne de l'importance des surfaces d'appuis dans la réalisation d'un mouvement volontaire.

III.1. EFFET DE LA LOCALISATION ET DE L'AIRES DE CONTACT ENTRE LE SUJET ET LES APPUIS

L'influence de la localisation des appuis sur l'intensité de la dynamique posturale développée et donc sur l'efficacité du mouvement volontaire a été mise en évidence dans de nombreuses études. Lors d'efforts horizontaux et maximaux de poussée sur une barre fixe effectués en posture assise, la force varie en fonction de la présence d'appui supplémentaire, dorsal ou podal (Gaughran & Dempster, 1956). La disposition de ces appuis s'avère primordiale puisqu'un dossier placé au niveau des épaules permet de doubler la force maximale de poussée par rapport à un appui placé au niveau du sacrum. Par ailleurs, la réduction de l'aire de contact entre le sujet et son assise, lors de pointages ou de poussées isométriques effectuées par les membres supérieurs, accroît la force exercée sur la barre ou la vitesse maximale du mouvement (Le Bozec & Bouisset,

2004 ; Le Bozec, Lesne, & Bouisset, 2001) grâce à un accroissement de la mobilité de la chaîne corporelle lié à une augmentation de l'activité des muscles posturaux et du déplacement du bassin vers l'arrière (Le Bozec & Bouisset, 2004).

Par ailleurs, les APA varient en fonction du nombre d'appui et de l'aire de contact entre la surface d'appui et le sujet. Lors de mouvement volontaire de traction sur une poignée (Cordo & Nashner, 1982), d'élévation du bras (Belenkii, Gurfinkel, & Pal'tsev, 1967 ; Benvenuti, 1990), d'élévation du corps sur la pointe des pieds ou sur les talons (Nardone & Schieppatti, 1988) ou encore de flexion du coude (Friedli, Hallett, & Simon, 1984), la présence d'un appui thoracique ou le maintien à un support fixe, en d'autres termes l'augmentation de la stabilité de la posture initiale, réduit l'amplitude et la durée des APA. En posture assise, la réduction de l'aire de contact avec l'assise (Le Bozec & Bouisset, 2004 ; Van der Fits, Klip, Van Eykern, & Hadders-Algra, 1998) et/ou l'ajout de supports placés au niveau des jambes, devant ou derrière (Aruin & Shira-tori, 2003) augmentent les APA. De ce fait, le rôle fonctionnel des APA est modifié selon le nombre, la localisation et la surface des appuis en contact avec le sujet.

III.2. EFFET DE LA GLISSANCE DES SURFACES

Les caractéristiques qualitatives des appuis, telles que des surfaces plus ou moins glissantes, modifient aussi l'activité de la dynamique de la chaîne posturale et de la chaîne focale. Lors de la manipulation d'un petit objet entre le pouce et l'index, les forces exercées sont ajustées aux frottements présents entre la pulpe des doigts et la surface de l'objet (Johansson & Westling, 1984 ; Burstedt, Flanagan, & Johansson, 1999). La force appliquée sur l'objet est d'autant plus élevée que la surface est glissante. La différence entre l'effort nécessaire pour soulever l'objet et la force développée correspond à la marge de sécurité. Elle prévient le risque de glissement. Ainsi, la force produite est toujours supérieure à la force nécessaire.

La présence d'une marge de sécurité est aussi observée lors de la marche sur des sols plus ou moins glissants. En effet, les travaux dans le champ de la prévention des glissades, ont montré la capacité des sujets à modifier l'organisation cinématique de la marche sur des surfaces potentiellement glissantes, en réduisant la longueur du pas, l'angle d'attaque et la vitesse de déroulement du pied sur le sol (Cham & Redfern, 2002 ; Gronqvist, Roine, Jarvinen, & Korhonen, 1989). L'ensemble de ces adaptations a pour conséquence de réduire le risque de glissement. Le sujet a donc la possibilité d'adapter la biomécanique de son pas aux caractéristiques de frottement du sol en dépit même des instructions préalablement données de marcher le plus normalement possible.

Les caractéristiques de frottement des surfaces d'appui influencent aussi les critères de performance de la tâche à réaliser. Par exemple, la force maximale de poussée exercée avec les membres supérieurs, dans des postures debout ou assise, augmente avec les surfaces d'appui, sol et/ou

assise, les moins glissantes (Kroemer, 1974 ; Gaudet, Richardson, & Le Bozec, 2004).

Ces différentes études montrent que le sujet a la capacité d'ajuster son activité, marche, maintien d'un objet, poussée, en fonction des caractéristiques de frottement des surfaces avec lesquelles il est en contact. Cet ajustement a pour but d'éviter tout risque de glissement soit de l'objet tenu soit du sujet lui-même.

Par ailleurs, lors de poussées maximales sur une barre effectuées avec les membres supérieurs, la chaîne focale, c'est-à-dire les membres supérieurs, n'est pas en contact direct avec les surfaces d'appui, assise et sol dont la glissance était modifiée (Gaudet, Le Bozec, & Richardson, 2004 b) (fig. 7). Cependant, la force exercée sur la barre variait en fonction des caractéristiques des surfaces d'appui. Réalisée dans une posture standardisée, la différence de force était de 25 % entre la surface la plus et la surface la moins glissante. Cette étude a mis en évidence que la chaîne posturale, lien entre les surfaces d'appui et la chaîne focale, c'est-à-dire le tronc et les membres inférieurs dans cet exemple, joue un rôle essentiel dans la variation de la force de poussée. Elle transmet les contraintes liées à la glissance des surfaces d'appui vers la chaîne focale. Ainsi, la dynamique issue de la chaîne posturale module la force exercée sur la barre. Plus la surface est glissante, plus la dynamique posturale est réduite et plus la force de poussée est faible. Ces différences de force produite et de dynamique posturale, selon les caractéristiques de glissance des appuis, ont été mises en évidence même pour des surfaces considérées comme non glissantes dans la vie courante (surfaces S1 et S2). La glissance des surfaces était déterminée en fonction du coefficient de frottement, plus ce coefficient est proche de zéro plus la surface est glissante. La surface S1 correspondait à un carrelage antidérapant utilisé dans les industries agro-alimentaire, son coefficient de frottement (COF) est de 0,59. La surface S2 était de l'isorel rugueux, son COF est de 0,42. Le rapport d'adhérence (RA) correspond à la dynamique développée par le sujet par rapport au COF. Si RA est égal au COF, le sujet glisse. La figure 7 montre la présence d'une marge de sécurité pour chacune des 4 surfaces. Cette marge de sécurité était d'autant plus grande que la surface était non glissante. Autrement dit, les forces exercées sont inférieures aux forces pouvant être développées quelle que soit la surface considérée. Cette différence ne résulte pas des limites de la capacité musculaire du sujet, puisque la dynamique développée sur la surface S2 aurait pu être identique à celle de la surface S1 sans entraîner de glissement du sujet. Ces résultats supportent le point de vue que le sujet prend en considération la glissance des surfaces avec lesquelles il se trouve en contact dans l'élaboration du programme de la tâche à exécuter et cela même pour des postures assises, donc très stables.

La variation à la fois de la glissance des surfaces d'appui et de l'aire de contact avec l'assise a montré que la dynamique posturale est limitée par le risque de glissement. Avec la surface la moins glissante (S1), la force de poussée et la dynamique corporelle augmentaient lorsque l'aire de contact avec l'assise était réduite. En revanche avec la surface la plus glissante (S4), la force de poussée et la dynamique corporelle n'était pas modifiée. La marge de sécurité étant faible (voir fig. 7, surface S4), une

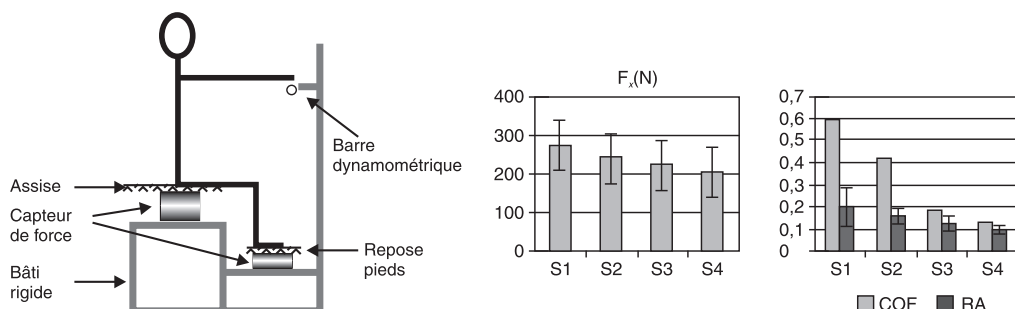


Fig. 7. — Force externe (F_x) et rapport d'adhérence (RA) pour quatre surfaces d'appui (de la moins à la plus glissante : S1, S2, S3 et S4) caractérisées par leur coefficient de frottement (COF) lors de poussées isométriques maximales horizontales effectuées en posture assise. À gauche schéma technique de l'ensemble du dispositif expérimental. Le RA correspond au rapport maximal à l'instant t des forces tangentielles sur la force normale mesurées sur le siège. Le COF équivaut au rapport des forces tangentielles sur la force normale au moment où le corps commence à glisser. Quand RA est égal au COF le sujet glisse sur le siège. La différence entre le COF et le RA correspond à la marge de sécurité (d'après Gaudet, 2004).

External force (F_x) and adherence ratio (RA) for 4 support surfaces (from least to most slippery : S1, S2, S3 and S4) characterised by their coefficient of friction (COF) during maximum horizontal isometric push forces exerted in a seated posture. On the left, is a diagram of experimental set-up. RA corresponds to the maximum instantaneous ratio between tangential and normal reaction forces measured on the seat. The COF is equal to the ratio between tangential and normal reaction forces at the point when the body starts to slip. When RA equals the COF, the subject starts to slip on the seat. The difference between the COF and the RA corresponds to the safety margin (Gaudet, 2004).

augmentation de la dynamique posturale, avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise, risquait d'engendrer un glissement du sujet sur l'assise. Ainsi, la dynamique n'étant pas augmentée, la force de poussée ne varie pas.

IV. CONCLUSION

L'ensemble des approches expérimentales abordé dans ce texte aide à une meilleure compréhension des phénomènes neurophysiologiques et biomécaniques présents lors de l'exécution d'un mouvement volontaire. La distinction faite entre la chaîne focale, la chaîne posturale et les caractéristiques des surfaces d'appui permet de mieux comprendre leurs interactions permanentes pour assurer l'équilibre postural et la réalisation du mouvement désiré. Elle permet aussi de faire émerger l'étroite dépendance du mouvement volontaire avec les caractéristiques des surfaces d'appuis. L'efficacité d'un mouvement volontaire dépend de la dynamique posturale développée laquelle est fonction des conditions initiales.

Aussi la compréhension des gestes de travail adoptés par un opérateur est-elle indissociable des connaissances concernant les processus nécessaires à l'exécution du mouvement volontaire. En effet, à la base du geste il y a le mouvement volontaire qui, comme nous l'avons montré dans cet article, suit les lois de la physique et de la physiologie. En d'autres termes,

le fondement du geste est le résultat d'une organisation qui règle les modalités de mise en jeu de chaque muscle et la coordination de leur activité afin de conserver une posture compatible avec l'équilibre du corps et de répondre aux exigences de la tâche.

RÉFÉRENCES

- Aaras, A., Fostervold, K. I., Ro, O., Thoresen, M., & Larsen, S. (1997). Postural load during VDU work : A comparison between various work postures. *Ergonomics*, 40, 1255-1268.
- Åkerblom, B. (1948). *Standing and Sitting Posture*. Stockholm : A. B. Nordiska Bokhandeln, 187 p.
- Aptel, M. (1988). Efforts de poussée ou de traction. *Cahiers de notes documentaires*, n° 132, 3^e trimestre, 415-420.
- Aruin, A., & Shiratori, T. (2003). Anticipatory postural adjustments while sitting : The effects of different leg supports. *Experimental Brain Research*, 151, 46-53.
- Aruin, A. S., Shiratori, T., & Latash, M. L. (2001). The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Experimental Brain Research*, 138, 458-466.
- Babinski, J. (1899). De l'asynergie cérébelleuse. *Revue neurologique*, 7, 806-816.
- Belenkii, V. Y., Gurfinkel, V. S., & Pal'tsev, Y. I. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 12, 135-141.
- Benvenuti, F., Panzer, V., Thomas, S., & Hallett, M. (1990). Kinematic and EMG analysis of postural adjustments associated with fast elbow flexion movements. In T. Brandt, W. Paulus, W. Bles, M. Dieterich, S. Krafczyk, & A. Straube (Eds.), *Disorders of Posture and Gait* (pp. 72-75). Stuttgart : Georg Thieme Verlag.
- Bouisset, S. (1991). Relation entre support postural et mouvement intentionnel : approche biomécanique. *Archives internationales de physiologie, de biochimie et de biophysique*, 99, A77-92.
- Bouisset, S., & Le Bozec, S. (2002). Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movements. In M. L. Latash (Ed.), *Progress in Motor Control*, vol. II : *Structure-Function Relations in Voluntary Movements* (pp. 25-52). Penn State : Human kinetics.
- Bouisset, S., Richardson, J., & Zattara, M. (2000). Do anticipatory postural adjustments occurring in different segments of the postural chain follow the same organisational rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value ? *Experimental Brain Research*, 132, 79-86.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1983). Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. *Space Physiology, Cepadues Pubs*, 137-141.
- Bouisset, S., & Zattara, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20, 735-742.
- Bourgeois, F., & Hubault, F. (2006). Prévenir les TMS. De la biomécanique à la revalorisation du travail, l'analyse du geste dans toutes ses dimensions. *Activités. Revue électronique* 2, n° 1, <http://www.activities.org> (24 avril 2007).
- Burstedt, M. K., Flanagan, J. R., & Johansson, R. S. (1999). Control of grasp stability in humans under different frictional conditions during multidigit manipulation. *Journal of Neurophysiology*, 82, 2393-2405.
- Cham, R., & Redfern, M. S. (2002). Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait and Posture*, 15, 159-171.

- Clément, G., Gurfinkel, V. S., Lestienne, F., Lipshits, M. I., & Popov, K. E. (1984). Adaptation of postural control to weightlessness. *Experimental Brain Research*, 57, 61-72.
- Clot, Y. (2005). Les TMS : Hyper-sollicitation ou hypo-sollicitation ? *Actes du 1^{er} Congrès francophone sur les TMS du membre supérieur*. Nancy.
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture : A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95, 308-318.
- Cordo, P. J., & Nashner, L. M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 47, 287-302.
- Dufossé, M., Hugon, M., & Massion, J. (1985). Postural forearm changes induced by predictable in time or voluntary triggered unloading in man. *Experimental Brain Research*, 60, 330-334.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of Human Movement*, 3^e éd. Human Kinetics Champaign, 556 p.
- Feyereisen, P., & de Lannoy, J. D. (1985). *La psychologie du geste*. Liège : P. Mar-daga (Ed.).
- Forget, R., & Lamarre, Y. (1990). Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral feedback. *Brain Research*, 508, 176-179.
- Friedli, W. G., Hallett, M., & Simon, S. R. (1984). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. 1. Electromyographic data. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 47, 611-622.
- Gaudéz, C. (2004). *Incidence des caractéristiques tribologiques des surfaces d'appui sur l'organisation posturo-cinétique au cours d'efforts de poussées isométriques et maximaux*. Thèse, Université de Paris VI.
- Gaudéz, C., Le Bozec, S., & Richardson, J. (2004 a). Does support surface coefficient of friction influence postural dynamics and isometric force productions of the upper extremities performed by seated subjects ? *Neuroscience Letters*, 366, 245-249.
- Gaudéz, C., Le Bozec, S., & Richardson, J. (2004 b). Effects of support surface slip characteristics and of seat contact area on performance and postural dynamics. In I. Vinçon, C. Oddou, J.-P. Renadeaux, C. Ribreau, & M. R. Moreau (Eds.), *Mecanotransduction Biologie - Physiologie - Mécanique* (pp. 163-168). Boulogne, France : GAMAC.
- Gaudéz C., Richardson J., Le Bozec, S. (2004). Influence of characteristics of support surface on postural dynamics in isometric force production. *Actes du V^e International Scientific Conference on Prevention of Workrelated MusculoSkeletal Disorders (PREMUS)*, Zurich, 385-386.
- Gaughran, G. R., & Dempster, W. T. (1956). Force analyses of horizontal two-handed pushes and pulls in the sagittal plane. *Human Biology*, 28, 67-92.
- Goutal, L., Lino, F., & Bouisset, S. (1994). Modalités de l'appui corporel et vitesse du mouvement de pointage. *Archives internationales de physiologie, de biochimie et de biophysique*, C21.
- Gronqvist, R., Roine, J., Jarvinen, E., & Korhonen, E. (1989). An apparatus and a method for determining the slip resistance of shoes and floors by simulation of human foot motions. *Ergonomics*, 32, 979-995.
- Hagg, G. M. (1991). Comparison of different estimators of electromyographic spectral shifts during work when applied on short test contractions. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 29, 511-516.
- Hlavacka, F., Krizkova, M., & Horak, F. B. (1995). Modification of human postural response to leg muscle vibration by electrical vestibular stimulation. *Neuroscience Letters*, 189, 9-12.
- Hess, W. R. (1943). Teleokinetisches und ereismatisches Kräftesystem in der Biomotorik ? *Helvetica physiologica et pharmacologica acta*, 1, C62-C-63.

- Horak, F. B., Esselman, P., Anderson, M. E., & Lynch, M. K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 47, 1020-1028.
- Hugon, M., Massion, J., & Wiesendanger, M. (1982). Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *Pflügers Archiv : European Journal of Physiology*, 393, 292-296.
- Johansson, R. S., & Westling, G. (1987). Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip. *Experimental Brain Research*, 66, 141-154.
- Jones, D. A. (1993). How far can experiments in the laboratory explain the fatigue of athletes in the field ? In A. J. Sargeant & D. Kernell (Eds.), *Neuromuscular Fatigue* (pp. 100-109). Amsterdam : Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences.
- Kroemer, K. H. E. (1974). Horizontal push and pull forces. *Applied Ergonomics*, 5, 94-102.
- Lacquaniti, F., & Maioli, C. (1990). Adaptation to suppression of visual information during catching. *Journal of Physiology*, 426, 177-192.
- Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2001). Effects of support base reduction on postural synergy associated with ramp effort performed while sitting. In N. Gantchev (Ed.), *From Basic Motor Control to Functional Recovery II. Towards an Understanding of the Role of Motor Control – from Simple Systems to Human Performance* (pp. 57-62). Sofia : Academic Publishing House Professor M. Drinov.
- Le Bozec, S., & Bouisset, S. (2004). Does postural chain mobility influences muscular control in sitting ramp pushes ? *Experimental Brain Research*, 158, 427-437.
- Le Bozec, S., Lesne, J., & Bouisset, S. (2001). A sequence of postural muscle excitations precedes and accompanies isometric ramp efforts performed while sitting in human subjects. *Neuroscience Letters*, 303, 72-76.
- Lee, W. A., Michaels, C. F., & Pai, Y. C. (1990). The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. *Experimental Brain Research*, 82, 304-314.
- Lestienne, F., & Feldman, A. (2002) Une approche théorique de la production du mouvement : du modèle lambda au concept de « configuration de référence productrice d'actions ». *Science et motricité*, 45, 9-43.
- Lundervold, A. J. (1951). Electromyographic investigations of position and manner of working in typewriting. *Acta physiologica Scandinavica. Supplement*, 24, 1-171.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium : Interaction and coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.
- Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 22, 465-472.
- Massion, J., Ioffe, M., Schmitz, C., Viallet, F., & Gantcheva, R. (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task : Normal and pathological aspects. *Experimental Brain Research*, 128, 229-235.
- Moes, N. C. C. M. (2007). Variation in sitting pressure distribution and location of the points of maximum pressure with rotation of the pelvis, gender and body characteristics. *Ergonomics*, 50, 536-561.
- Monod, H. (1985). Contractility of muscle during prolonged static and repetitive dynamic activity. *Ergonomics*, 28, 81-89.
- Nardone, A., & Schieppati, M. (1988). Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Experimental Brain Research*, 69, 469-480.
- Okada, M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1, 75-93.

- Rohmert, W. (1960). Ermittlung von erholungspausen für statische arbeit des menschen, Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie einschliessig. *Arbeitsphysiologie*, 18, 123-164.
- Scherrer, J. (1981). *Précis de physiologie du travail. Notions d'ergonomie*, 2^e éd. : Paris, Masson, 585 p.
- Schoberth, H. (1962). *Sitzhaltung. Sitzschaden. Sitzmöbel*. Berlin : Springer, 1 vol., 194 p.
- Van der Fits, I. B., Klip, A. W., Van Eykern, L. A., & Hadders-Algra, M. (1998). Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. *Experimental Brain Research*, 120, 202-216.
- Zattara, M., & Bouisset, S. (1986). Étude chronométrique du programme posturo-cinétique lié au mouvement volontaire. *Journal of Physiology*, 81, 14-16.

RÉSUMÉ

Comprendre les gestes de travail adoptés par l'opérateur constitue un enjeu essentiel en ergonomie. Le geste a pour fondement le mouvement volontaire. Cet article vise à préciser les notions de geste et de mouvement volontaire puis à présenter, à travers un ensemble d'approches expérimentales, les connaissances scientifiques les plus récentes dans le domaine de la neurophysiologie et de la biomécanique nécessaire à la réalisation du mouvement volontaire. Le mouvement volontaire résulte de l'interaction entre les segments corporels intentionnellement mobilisés, constituant la chaîne focale, et le reste des segments corporels, appelé chaîne posturale. La dynamique développée par la chaîne focale dépend étroitement de celle issue de la chaîne posturale laquelle est fonction de la posture initiale adoptée par le sujet et des surfaces sur lesquelles le sujet prend appui.

Mots-clés : Troubles musculo-squelettiques, Membre supérieur, Prévention, Mouvement, Geste, Neurophysiologie, Biomécanique.

Manuscrit reçu : juin 2006.

Accepté après révision par R. Amalberti : novembre 2007.