

**Incidence des caractéristiques
tribologiques des surfaces d'appui
sur l'organisation posturo-cinétique
au cours d'efforts de poussées
isométriques et maximaux**

NS 250

NOTE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

Incidence des caractéristiques tribologiques des surfaces d'appui sur l'organisation posturo-cinétique au cours d'efforts de poussées isométriques et maximaux

Clarisse Gaudez
INRS, Département Homme au travail
Laboratoire de biomécanique et d'ergonomie

Cette étude a été réalisée dans le cadre d'une thèse de l'Université de Paris VI, École doctorale "Cerveau - Cognition - Comportement" spécialité biomécanique

NS 250
juillet 2005

**Incidence des caractéristiques tribologiques des surfaces
d'appui sur l'organisation posturo-cinétique
au cours d'efforts de poussées isométriques et maximaux**

Clarisse Gaudes

Département Homme au Travail

Laboratoire de Biomécanique et d'Ergonomie

Cette étude a été réalisée dans le cadre
d'une thèse de l'Université de Paris VI

Ecole Doctorale « Cerveau - Cognition - Comportement »
spécialité Biomécanique

Avant propos

Les troubles musculo-squelettiques représentent en nombre les deux-tiers des maladies professionnelles reconnues en France, et ce nombre ne cesse de croître. Cette pathologie est d'origine multifactorielle. Il est maintenant bien établi que les paramètres biomécaniques telles que la force produite pour réaliser l'action, la répétitivité du geste et les amplitudes articulaires, au-delà des zones de confort, concourent au risque de développer des troubles musculo-squelettiques. Ils résultent de sollicitations musculaires et articulaires, liées aux exigences de la tâche, supérieures aux capacités fonctionnelles du salarié. Les troubles musculo-squelettiques peuvent donc être considérés comme des pathologies liées à l'acte moteur volontaire.

Les objectifs de cette étude étaient d'accroître les connaissances concernant le mouvement dans son ensemble, c'est à dire la coordination entre l'activité posturale et l'acte moteur volontaire, et d'évaluer l'influence de la posture et de l'environnement physique en contact avec le sujet sur la réalisation d'une tâche. Ces nouveaux éléments de connaissances constitueront de nouvelles pistes de réflexions à prendre en compte dans le cadre de la prévention des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur.

Cette étude met en évidence que le maintien de l'équilibre corporel est essentiel pour la réalisation efficace d'un acte moteur volontaire, même si celui-ci est segmentaire ou effectué dans une posture très stable. La régulation de cet équilibre résulte de l'ajustement, à chaque instant, de la dynamique posturale en fonction des conditions environnementales présentes. De cette dynamique dépendra alors la dynamique des segments corporels directement impliqués dans l'acte moteur volontaire et donc la performance de la tâche à réaliser. Ainsi, il est bien mis en évidence que la prévention des troubles musculo-squelettiques du membre supérieur passe obligatoirement par une analyse de l'ensemble de la chaîne corporelle et de l'environnement physique en contact avec le sujet.

Ce travail est le fruit de la collaboration entre les laboratoires de Physiologie du Mouvement INSERM U 483 et de Biomécanique et d'Ergonomie du Département Homme au Travail de l'INRS. Il a fait l'objet d'une thèse de l'université de Paris VI, soutenue le 24 novembre 2004.

SOMMAIRE

PRESENTATION DE L'ETUDE	11
INTRODUCTION	15
I. 1. EQUILIBRE ET POSTURE	19
I. 1. 1. CONDITIONS GENERALES DE L'ETAT D'EQUILIBRE	19
I. 1. 2. POSTURE	20
I. 2. COORDINATION ENTRE POSTURE ET MOUVEMENT VOLONTAIRE	25
I. 2. 1. AJUSTEMENTS POSTURAUX ASSOCIES AU MOUVEMENT VOLONTAIRE	26
I. 2. 2. AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATEURS	27
I. 2. 3. ORGANISATION DU MOUVEMENT VOLONTAIRE	32
I. 2. 4. CAS PARTICULIER : COORDINATION ENTRE POSTURE ET ACTE MOTEUR ISOMETRIQUE MAXIMAL	39
I. 3 MOUVEMENT VOLONTAIRE ET PROPRIETES A L'INTERFACE ENTRE LE SUJET ET LES SURFACES EN CONTACT	42
I. 3. 1. PROPRIETES MECANQUES DE DEUX SURFACES EN CONTACT	43
I. 3. 2. INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES EN CONTACT AVEC LE SUJET AU COURS D'UN MOUVEMENT VOLONTAIRE	45
I. 4. PROBLEMATIQUE DE L'ETUDE	47
TECHNIQUE ET PROTOCOLE	51
II. 1. POPULATION ETUDIEE	53
II. 2. TECHNIQUE	54
II. 2. 1. SIEGE CAPTEUR DE FORCE	54
II. 2. 2. BARRE DYNAMOMETRIQUE	57
II. 2. 2. CHAINE D'ACQUISITION	59
II. 2. 3. SURFACES D'APPUI	59
II. 3. PROTOCOLE	61
II. 4. ANALYSE DES SIGNAUX	63
II. 5. TRAITEMENT STATISTIQUE	69

RESULTATS	71
<hr/>	
III.1. INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI SUR LA PERFORMANCE ET L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE	73
III.1.1. POSTURE INITIALE ET POSTURE FINALE	73
III.1.2. PERFORMANCE	76
III.1.3. ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE	78
III.1.4. RAPPORTS D'ADHERENCE ET RISQUES DE GLISSEMENT	92
III.1.5. DEPLACEMENT DU CENTRE DE GRAVITE DU CORPS	96
III.2. INFLUENCE DE L'AIRE DE CONTACT AVEC L'ASSISE SUR LA PERFORMANCE ET L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE EN FONCTION DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI	99
III.2.1. POSTURES INITIALE ET FINALE	99
III.2.2. PERFORMANCE	104
III.2.3. ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE	109
III.2.4. RAPPORTS D'ADHERENCE ET RISQUES DE GLISSEMENT	115
DISCUSSION	119
<hr/>	
IV.1. INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI	121
IV.1.1. SUR LA PERFORMANCE	122
IV.1.2. SUR L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE	123
IV.1.3. SUR LA PERFORMANCE ET L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE POUR DIFFERENTES AIRES DE CONTACT AVEC L'ASSISE	128
IV.2. ROLE POSTURAL DES MEMBRES INFERIEURS COMPARE A CELUI DE LA PARTIE SUPERIEURE DU CORPS	131
IV.3. PREPARATION MOTRICE DE LA MONTEE DE FORCE	134
IV.4. ORGANISATION DE LA COMMANDE MOTRICE DE LA MONTEE DE FORCE	141
PERSPECTIVES	149
<hr/>	
BIBLIOGRAPHIE	153

ANNEXES	167
ANNEXE 1 : TABLEAU RECAPITULATIF DES CARACTERISTIQUES DES SUJETS	169
ANNEXE 2 : CALCUL DES VARIABLES ISSUES DU SIEGE CAPTEUR DE FORCE	171
ANNEXE 3 : METHODE DU PLAN INCLINE POUR MESURER LE COEFFICIENT DE FROTTEMENT STATIQUE DES SURFACES D'APPUI	179
ANNEXE 4 : TRACES DES VARIABLES SUR UNE PERIODE DE 1200MS	183
ANNEXE 5 : TRACES DES VARIABLES MEASUREES ET CALCULEES DE LA DEUXIEME ETUDE : AIRE DE CONTACT AVEC L'ASSISE ET CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI	185
RESUME DE L'ETUDE	189

ABREVIATIONS

APA : ajustements posturaux anticipateurs
COFs : coefficient de frottement statique
CPC : capacité posturo-cinétique
CT : caractéristiques tribologiques
FMVS : force maximale volontaire synthétique
SNC : système nerveux central

Variables cinétiques

F_x et F_z : composantes antéro-postérieure et verticale de la résultante des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique

F_x et F_z : composantes antéro-postérieure et verticale de la résultante des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique

plate-formes assise et repose-pied

RA assise, RA pieds et RA global : rapport d'adhérence des plate-formes assise, repose-pied et de l'ensemble des trois plate-formes

RA assise, RA pieds et RA global : rapport d'adhérence des plate-formes assise, repose-pied et de l'ensemble des trois plate-formes

RG assise, RG pieds et RG global : risques de glissement calculés sur les plate-formes assise, repose-pied et l'ensemble des trois plate-formes

RG assise, RG pieds et RG global : risques de glissement calculés sur les plate-formes assise, repose-pied et l'ensemble des trois plate-formes

R_x et R_z : composantes antéro-postérieure et verticale de la résultante des forces de l'ensemble des plate-formes assise et repose-pied

R_{xf} et R_{zf} : composantes antéro-postérieure et verticale de la résultante des forces de la plate-forme repose-pied

R_{xs} et R_{zs} : composantes antéro-postérieure et verticale de la résultante des forces de la plate-forme assise

X_p : coordonnée du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur de l'ensemble des plate-formes assise et repose-pied

X_{pf} : coordonnée du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur de la plate-forme repose-pied

X_{ps} : coordonnée du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur de la plate-forme assise

PRESENTATION DE L'ETUDE

Les travaux présentés dans cette thèse ont été réalisés au sein des laboratoires de Physiologie du Mouvement d'Orsay, INSERM U483, et de Biomécanique et d'Ergonomie de l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS) de Nancy.

Ils s'inscrivent dans la lignée des modèles expérimentaux analysés au sein du laboratoire d'Orsay, et constituent une approche fondamentale des interactions entre la posture et le mouvement volontaire chez l'homme sain. Ils entrent, aussi, dans le cadre d'une meilleure compréhension des troubles musculo-squelettiques, pathologies, qui, d'un point de vue biomécanique, sont liées au mouvement.

Il est maintenant bien établi que l'exécution d'un mouvement volontaire est source de perturbation de l'équilibre du sujet. En effet, à chaque instant du mouvement des transferts de force sont présents entre les différents segments corporels et entre ceux-ci et les surfaces d'appui. Cependant, la réalisation d'une tâche prescrite nécessite le maintien d'une posture compatible avec celui de l'équilibre corporel. Cette exigence implique le développement d'ajustements posturaux qui ont pour fonction de contrecarrer la perturbation induite par le mouvement volontaire. Du fait des lois de la mécanique, ces ajustements sont organisés par rapport aux appuis. Ainsi, les caractéristiques biomécaniques d'un mouvement volontaire sont déterminées par les forces extérieures, en particulier les forces de réaction. A cet effet, la problématique présentée dans ce travail étend la notion de coordination entre posture et mouvement volontaire à l'environnement en contact avec le sujet, et plus précisément les propriétés de frottement à l'interface entre le sujet et les surfaces d'appui. Ainsi, il apparaît que la régulation des forces d'actions, et donc de réactions, générées au cours du mouvement dépendent du glissement potentiel du sujet lequel est source de perturbation de son équilibre.

Ce travail est divisé en cinq chapitres.

Le premier situe cette étude parmi les données de la littérature et présente les notions théoriques nécessaires à sa compréhension. Elles concernent l'organisation d'un mouvement volontaire et, en particulier, l'interaction entre les segments volontairement mobilisés (la chaîne focale), la chaîne posturale (partie du corps située entre la chaîne focale et les surfaces d'appui) et l'environnement en contact avec le sujet, c'est à dire les surfaces d'appui. Ce chapitre rappelle les notions générales **de posture et d'équilibre**, base sur laquelle le mouvement volontaire est réalisé, puis de **coordination entre la posture et le mouvement**

volontaire. Ensuite, l'influence des **propriétés à l'interface entre le sujet et les surfaces en contact sur le mouvement volontaire** est abordée.

Le second chapitre est consacré à la présentation des méthodes et protocoles expérimentaux utilisés.

Le troisième présente les résultats. Dans un premier temps, l'effet des caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui sur la performance et l'organisation posturo-cinétique, lors de l'exécution d'une montée de force, est étudié. Dans un second temps, la portée de cette relation pour différentes aires de contact avec l'assise est considérée.

Le quatrième chapitre est une discussion de nos résultats expérimentaux autour de quatre points principaux :

- Ø Influence des CT des surfaces d'appui sur la performance et l'organisation posturo-cinétique,
- Ø Influence des CT des surfaces d'appui pour différentes aires de contact avec l'assise sur la performance et l'organisation posturo-cinétique,
- Ø Rôle postural des membres inférieurs comparé à celui de la partie supérieure du corps,
- Ø Préparation motrice de la tâche de montée de force en fonction de différentes CT des surfaces d'appui et aires de contact avec l'assise.

Enfin, un dernier point propose une description de l'organisation de la commande motrice de la tâche de montée de force.

A la suite de ce travail, des perspectives de recherche sont présentées.

INTRODUCTION

L'exécution de tout mouvement volontaire a pour objectif la réalisation d'une tâche dans un contexte impliquant des contraintes externes et internes. Les contraintes externes sont imposées par les conditions environnementales, telles que les forces gravitationnelles et les forces de réactions générées par les surfaces d'appui. Les contraintes internes sont dictées par les propriétés du corps lui-même, elles comprennent la configuration géométrique des segments corporels, leurs caractéristiques inertielles et les forces résultant de la contraction musculaire.

Dès 1943, le neurophysiologiste Hess (1943) dissociait 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 (figure 1.1). Le sauteur représente le mouvement volontaire, perturbateur de la posture et de l'équilibre du corps, c'est à dire la composante dynamique correspondant aux activités de déplacement orientées vers un but. Les deux autres personnages symbolisent les activités posturales associées au mouvement 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.

D'après le principe de l'action et de la réaction, connu comme la troisième loi de Newton, un corps initialement au repos ne peut être mis en mouvement que s'il 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 2300 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 considérable des appuis dans la réalisation d'un mouvement volontaire.

Cependant, la distinction faite entre la chaîne focale, la chaîne posturale et l'environnement en contact avec le sujet n'indique pas que ces trois composantes agissent indépendamment l'une de l'autre. Leur interaction est permanente. Elle permet d'assurer l'équilibre postural en fonction de la perturbation induite par le mouvement et des caractéristiques des appuis afin de réaliser le mouvement désiré.

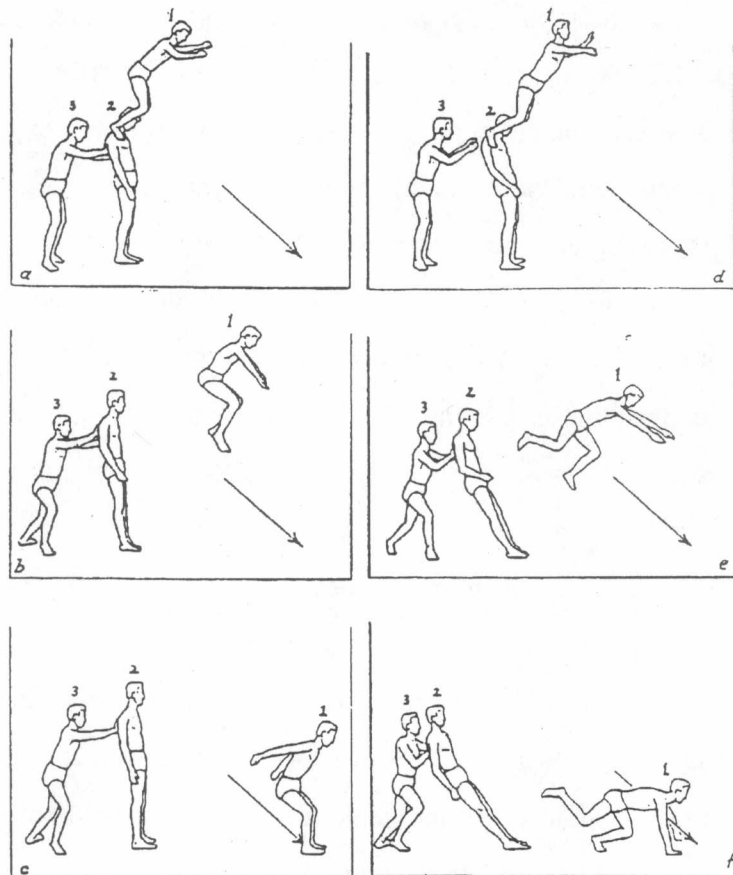


Figure 1.1 : Modélisation des composantes statiques et dynamiques de la posture et du mouvement.

Trois composantes de l'acte moteur 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 associé 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).

Pour assurer une progression dans la compréhension de la réalisation du mouvement volontaire, ce chapitre a été divisé en trois parties.

Les positions relatives des différentes parties du corps composent une attitude d'ensemble, appelée la posture. A chaque posture correspond un état d'équilibre. C'est à partir de cette configuration posturale initiale du système, corps humain, que survient le mouvement volontaire. La première partie de ce chapitre est consacrée aux notions de **posture et équilibre**. La seconde considère la **coordination entre posture et mouvement volontaire**. En effet, tout mouvement, ayant pour corollaire une modification de la posture, constitue une source de perturbation de l'équilibre du sujet. La perturbation de l'équilibre postural sera transitoire si elle est compensée par une contre-perturbation adéquate induite par les ajustements posturaux. Du fait des lois de la mécanique, les ajustements posturaux sont organisés par rapport aux appuis. Ainsi, le mouvement volontaire, segmentaire ou du corps

entier, nécessite que le corps puisse disposer d'un support. La troisième partie de ce chapitre traite de l'influence des **propriétés à l'interface entre le sujet et les surfaces en contact**, et plus particulièrement des CT des surfaces d'appui, **sur l'ensemble posture-mouvement volontaire**. En effet, dans le but de maintenir la stabilité de l'équilibre corporel au cours de l'acte moteur volontaire, tout glissement entre le sujet et la surface d'appui doit être évité.

I. 1. EQUILIBRE ET POSTURE

Bien qu'elles soient étroitement liées, la notion d'équilibre est distincte de celle de posture. La posture est définie comme l'agencement de différentes parties du corps les unes par rapport aux autres. Pour maintenir une posture, les lois de l'équilibre doivent être respectées. La plupart des capteurs sensoriels, répartis sur l'ensemble du corps, contribuent à l'orientation de la posture et au maintien de son équilibre. Ils permettent aussi d'optimiser la saisie d'informations nécessaires à la préparation d'une tâche donnée et d'adopter une configuration corporelle qui sera le support postural du mouvement.

I. 1. 1. CONDITIONS GENERALES DE L'ETAT D'EQUILIBRE

D'un point de vue mécanique, l'équilibre d'un corps solide rigide peut être stable ou instable, statique ou dynamique.

Il est dit stable lorsque soumis à une perturbation, il revient à son état stationnaire. En revanche, il est dit instable si l'état initial n'est pas récupéré après la perturbation. Plus le corps est stable, plus la perturbation doit être élevée pour déséquilibrer l'état initial.

L'équilibre statique est caractérisé par deux conditions résultant des lois de la mécanique Newtonienne. La première provient du théorème de la quantité de mouvement et la deuxième découle du théorème du moment cinétique. Ces deux lois sont définies par rapport à un repère galiléen.

Ainsi, elles expriment que la résultante des forces extérieures appliquées au système et le moment résultant des forces extérieures, calculé par rapport au centre de gravité ou à un point fixe, doivent être nuls : $\sum \vec{F}_e = \vec{0}$ et $\sum M_G(\vec{F}_e) = 0$

$\sum \vec{F}_e$ = somme des forces externes aux systèmes, $\sum M_G(\vec{F}_e)$ = somme des moments des forces externes au système par rapport au centre de gravité (G).

En dynamique, les lois de la dynamique imposent que la résultante des forces extérieures appliquées au système et / ou le moment résultant, calculé par rapport au centre de gravité ou à un point fixe, ne soit plus nuls.

$$\sum \vec{F}_e = m \vec{G}_G \quad \text{et / ou} \quad \sum M_G(\vec{F}_e) = J_G \ddot{\theta} \quad (\text{formulation en modèle plan})$$

m = masse du solide étudié, \vec{G}_G = accélération linéaire du centre de gravité, J_G = moment d'inertie du solide étudié par rapport à l'axe Δ passant par le centre de gravité du solide, $\ddot{\theta}$ = accélération angulaire instantanée du corps apparenté à un solide rigide.

A partir de ces deux lois, le principe de l'action et de la réaction et le principe de l'inertie sont exprimés. Le principe de l'action et de la réaction définit que pour deux corps en contact, l'action du premier sur le deuxième est égale et de signe opposé à l'action du deuxième sur le premier. Le principe de l'inertie exprime qu'un corps initialement au repos par rapport au milieu extérieur ne peut être mis en mouvement que par l'application d'une force extérieure (Gray 1968).

I. 1. 2. POSTURE

La posture peut se définir comme la position dans l'espace de l'ensemble des segments corporels les uns par rapport aux autres à un moment donné (Paillard 1976, Massion 1997). Elle constitue une attitude d'ensemble. Chez l'Homme, la station assise est la première posture acquise, ensuite apparaît la posture debout.

I. 1. 2. 1. EQUILIBRE DE LA POSTURE

Lorsqu'un individu se tient en posture assise ou debout, son corps, pris comme un système global, n'est soumis qu'à deux forces : son poids, qui s'applique, au centre de gravité du

corps, et la résultante des forces de réaction des appuis, qui s'exprime au centre des pressions du corps. Le centre de gravité, encore appelé centre des masses ou centre d'inertie, est le barycentre des centres des masses de tous les segments corporels. Le centre des pressions correspond au point d'application de la résultante des forces verticales. L'équilibre du corps humain est possible seulement si ces deux forces sont égales et opposées et si leurs moments par rapport à un point quelconque, sont égaux et opposés. Ces deux conditions impliquent que le centre de gravité et le centre des pressions soient alignés sur la ligne de gravité.

Le corps humain, assimilable à un ensemble de segments articulaires mobiles les uns par rapport aux autres, constitue un système déformable de solides. Par conséquent, pour que l'équilibre postural soit maintenu, il faut, en plus des conditions précédentes, que chaque segment corporel soit maintenu en équilibre. Ceci implique que les centres de rotation articulaires et les centres de gravité de chaque segment corporel soient alignés sur la ligne de gravité, ce qui, en pratique, n'est pas réalisable (Bouisset et Maton 1995). L'intervention de forces internes, d'origine musculaire, ligamentaire et tendineuse, s'avère nécessaire pour maintenir entre eux les différents segments corporels. Ces forces sont à l'origine des réactions posturales nécessaires à la stabilisation de la posture.

Les réactions posturales sont de deux types : les réactions de maintien et les réactions posturales.

Les réactions de maintien sont celles grâce auxquelles le corps entier ou certaines parties du corps, comme le tronc pour la posture assise, adopte et conserve la verticalité. Un état de contraction musculaire adéquat s'oppose à l'affaissement du corps sous l'effet de la pesanteur et permet le maintien de la posture choisie. Le maintien de la posture debout, chez l'Homme, résulte de l'activité musculaire des plans postérieurs, muscles extenseurs du tronc, du cou et des membres inférieurs, qui se contractent de façon quasi-isométrique (Okada 1972). En posture assise, le sujet repose sur une aire d'appui exiguë située en regard des tubérosités ischiatiques et sur les soles plantaires. Les articulations de hanche se trouvent dans une position intermédiaire. En effet, le blocage de la partie sus-jacente du squelette par rapport aux cuisses ne peut être assuré que par une activité musculaire et principalement par les muscles de la hanche (Åkerblom 1948) (figure 1.2). Cette activité dépend de la position du centre de gravité. Si ce dernier se situe en arrière des tubérosités ischiatiques, l'action du poids des masses corporelles prenant appui sur l'assise devra être contrebalancé par les muscles fléchisseurs de la hanche. Dans le cas contraire, les extenseurs seront actifs.

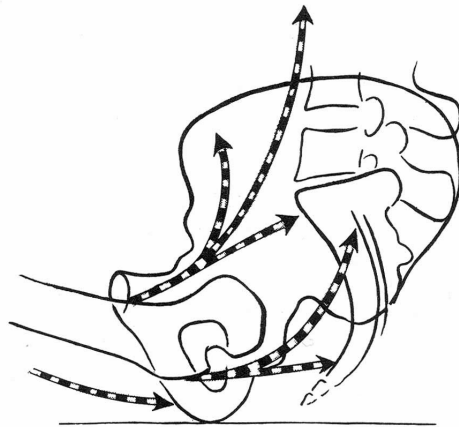


Figure 1.2 : Action des muscles de la hanche dans l'équilibre du bassin chez le sujet assis.
 En posture assise sans support lombaire ou dorsal, le corps du sujet se trouve en équilibre sur les tubérosités ischiatiques, grâce à l'action des muscles de la hanche, schématisée sur cette figure. (D'après Åkerblom 1948).

Souvent prise comme référence, la posture assise 'naturelle' est adoptée spontanément par le sujet. Elle correspond à une position cyphotique du tronc, les avant-bras pendant naturellement le long du corps ou reposant sur les cuisses. Elle se définit aussi par rapport aux caractéristiques du siège, celui-ci est dépourvu de dossier et sa hauteur est ajustée de sorte que les deux soles plantaires reposent à plat sur le sol.

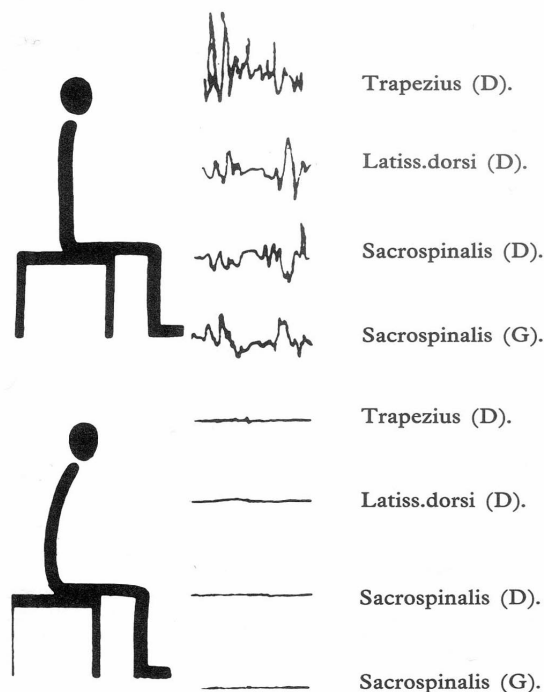


Figure 1.3 : Activité électromyographique des muscles du tronc en postures assises 'redressée' (figure du haut) et 'naturelle' (figure du bas).
 Activité électromyographique enregistrée au niveau des muscles trapezius (portion cervicale), latissimus dorsi et sacrospinalis (au niveau de L2 et L3). L'activité électromyographique est pratiquement absente chez le sujet en posture assise 'naturelle'. (D'après Lundervold 1951).

Le maintien de cette posture résulte de l'excitation stationnaire et peu intense des muscles extenseurs du rachis. Les postures dérivées de la posture assise 'naturelle' mettent en jeu un nombre plus ou moins grand de muscles, et leur niveau d'excitation varie. Ainsi le maintien de la posture assise 'redressée', qui demande une rigidité volontaire du tronc et un effacement de la cyphose vertébrale, demande une activité plus élevée des muscles extenseurs du rachis (figure 1.3).

Les réactions posturales comprennent aussi les réactions de stabilisation qui assurent le maintien de l'équilibre corporel en réponse à des forces perturbatrices. Ces dernières peuvent être d'origine externe ou interne, comme une poussée exercée sur le sujet, le poids d'un fardeau ou le déplacement de tout ou partie des segments corporels. Toutes perturbations nécessitent, en règle générale, une intervention musculaire ou ligamentaire accrue par rapport aux réactions de maintien. En effet, elles entraînent la modification de l'état postural initial pouvant provoquer une perturbation de l'équilibre lequel aura pour conséquence soit une modification de la position relative des segments corporels les uns par rapport aux autres soit un déplacement de l'ensemble du corps. Ainsi, la stabilité du système corporel dépend des caractéristiques de la perturbation mais aussi des réactions de stabilisation qui en résultent. Ces dernières impliquent des forces d'origine internes ainsi que des moments articulaires, à l'origine d'une dynamique segmentaire, qui s'opposent aux actions perturbatrices de l'équilibre.

I. 1. 2. 2. CONTRIBUTION DES MODALITES SENSORIELLES AU MAINTIEN DE LA POSTURE

Ces réactions posturales, intervenant dans le maintien de l'équilibre postural, sont conditionnées par les informations provenant des afférences sensorielles. En effet, ces dernières informent le système nerveux central (SNC) de tout changement des forces de réaction et de toute modification de l'orientation des segments les uns par rapport aux autres ou par rapport à la verticale.

Trois cadres de référence des activités sensorielles sont classiquement utilisés (Berthoz et al. 1991 ; Paillard 1991) :

- ∅ le référentiel égocentrique constitué par le corps lui-même ou certains segments ; il permet de connaître la disposition relative des segments corporels les uns par rapport aux autres,
- ∅ le référentiel géocentrique basé sur la verticale gravitaire,
- ∅ le référentiel allocentrique construit à partir du monde extérieur ; il sert de référence pour la perception des mouvements du corps dans le monde extérieur et permet de situer les objets extérieurs par rapport à son propre corps.

Ces référentiels sont le fait de l'intégration des informations provenant de différents capteurs sensoriels.

L'information issue de l'appareil vestibulaire assure des fonctions de type égocentrique et géocentrique. De part ses récepteurs otolithiques, il constitue une des entrées sensorielles majeures dans la perception de la verticalité du corps et intervient ainsi dans la compensation de la perturbation de l'équilibre (Black et al. 1983 ; Inglis et al. 1995).

La vision est une source d'information impliquée dans les référentiels allocentrique et géocentrique. Les récepteurs visuels ont pour rôle d'informer sur les déplacements des segments propres du corps et des objets dans l'espace. Ils contribuent à la représentation interne des propriétés intrinsèques des objets. Ils participent, aussi, au maintien de la posture (Clément et al. 1985 ; Lestienne et al. 1977).

Les capteurs sensoriels musculaires agissent dans le cadre du référentiel égocentrique. Ils constituent une source privilégiée d'informations sur la position des différents segments corporels les uns par rapport aux autres et de leurs changements d'orientation (Eklund 1972, 1973 ; Gregoric et al. 1978 ; Roll et al. 1991).

Les mécano-récepteurs cutanés localisés à la surface du corps sont à l'origine d'informations particulièrement pertinentes à la fois sur les limites corporelles et la posture du corps par rapport aux appuis ainsi que sur les propriétés physiques intrinsèques des objets en contact. La répartition et la densité de ces mécanorécepteurs varient en fonction des territoires cutanés considérés. Ces récepteurs sont sensibles aux contacts légers et aux déformations de la surface cutanée (corpuscules de Meissner = récepteurs FA I), à la pression et aux vibrations (corpuscules de Paccini = récepteurs FA II), à l'enfoncement de la peau (cellules de Merkel = récepteurs SA I) ainsi qu'aux tractions et aux étirements mécaniques cutanés (corpuscules de Ruffini = récepteurs SA II). Les cellules de Merkel sont aussi impliquées

dans la perception de la rugosité et dans la discrimination des surfaces (Johnson et Hsiao 1992). Les informations provenant de ces récepteurs cutanés interviennent aussi bien au cours de l'acte moteur que dans la régulation de l'équilibre postural. En effet, les patients souffrant de neuropathies périphériques affectant la sensibilité de leurs doigts présentent des maladresses au cours de la manipulation de petits objets (Moberg 1962). L'activité motrice étant intacte, les 'erreurs' sont dues au dérèglement de la coordination entre les entrées cutanées et les forces nécessaires à la manipulation des objets. D'autre part, un accroissement significatif de l'instabilité de la posture érigée a été observé à la suite d'une réduction de la sensibilité cutanée soit par hypothermie (Asai et al. 1990 ; Magnusson et al. 1990) soit par anesthésie (Thoumie et Do 1996) de la sole plantaire.

Ces différents récepteurs sensoriels agissent conjointement et en permanence. Ils participent au maintien de l'équilibre postural. Ils interviennent aussi dans la réalisation du mouvement. En effet, ils informent le SNC de l'accomplissement de diverses phases du mouvement permettant de déclencher les phases suivantes. Ces informations sensorielles sont aussi utilisées pour mettre à jour les commandes motrices inadéquates, par exemple le glissement d'un objet maintenu entre les doigts (Johansson et Westling 1984 ; Johansson 1996).

Ainsi, la stabilité posturale résulte de la conjonction des lois de la mécanique et des mécanismes neurophysiologiques. C'est sur la base de cette configuration posturale initiale que le mouvement volontaire sera réalisé.

I. 2. COORDINATION ENTRE POSTURE ET MOUVEMENT VOLONTAIRE

L'exécution d'un mouvement volontaire engendre des forces internes lesquelles se transmettent le long de la chaîne corporelle jusqu'aux surfaces d'appui. Leurs sens sont opposés à celles du mouvement. La perturbation de l'équilibre postural sera transitoire seulement si elle est compensée par une contre-perturbation adéquate. Cette dernière est issue des ajustements posturaux.

I. 2. 1. AJUSTEMENTS POSTURAUX ASSOCIES AU MOUVEMENT VOLONTAIRE

L'existence d'ajustements posturaux associés au mouvement volontaire est connue depuis Babinski (1899). Il a 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. Belenkii et al. (1967) ont été les premiers à observer des activités musculaires siégeant au niveau des segments corporels non directement impliqués dans l'exécution de l'acte moteur, c'est à dire la chaîne posturale. Cette variation de l'excitation musculaire précédait l'exécution du mouvement volontaire.

Les ajustements posturaux ont été mis en évidence au cours de mouvements segmentaires, effectués sur la base d'une configuration posturale fixe, comme l'élévation du membre supérieur (Belenkii et al. 1967 ; Bouisset et Zattara 1981 ; Cordo et Nashner 1982), le mouvement de pointage (Teyssède et al. 2000) ou encore mouvement d'inclinaison du tronc (Oddsson et Thorstensson 1987 ; Pedotti et al. 1989). Ils ont aussi été étudiés au cours de mouvements du corps impliquant une modification, transitoire ou définitive, de la base d'appui, comme l'élévation du corps sur les orteils (Lipshits et al. 1981 ; Nardone et Schieppati 1988), le balancement du corps sur les talons (Nardone et Schieppati 1988), la flexion ou l'extension d'un membre inférieur (Do et al. 1991 ; Rogers et Pai 1990) ou encore l'initiation de la marche (Brenière et al. 1981 ; Crenna et Frigo 1991), laquelle s'accompagne d'une rupture de l'équilibre initial et d'un changement cyclique de la configuration des appuis.

Trois types d'ajustements posturaux ont été différenciés selon leur temps d'apparition par rapport au mouvement volontaire. Les ajustements posturaux préparatoires correspondraient à un positionnement favorable du corps adapté à la tâche à réaliser (Gouny et al. 1977). Ils sont les plus précoces, précèdent le mouvement, et ne se distinguent pas dans leur effet d'une modification de la posture initiale. Les ajustements posturaux d'accompagnement sont générés en même temps que l'exécution du mouvement volontaire. Deux sous-types sont distingués : les ajustements posturaux anticipateurs (APA) et les ajustements posturaux contemporains du mouvement, aussi désignés sous le terme d'ajustements posturaux correcteurs (Bouisset et Zattara 1987 ; Crenna et al. 1987 ; Friedli et al. 1984 ; Latash et al. 1995 ; Massion 1992 ; Oddsson 1990). Les APA précèdent le mouvement d'une centaine de millisecondes. Ils ont fait l'objet de nombreuses études comme nous le verrons dans le

paragraphe suivant. Enfin, les ajustements posturaux réactionnels apparaissent lors du maintien d'un équilibre instable (Day et al. 1993 ; Kirby et al. 1987) ou du retour à l'équilibre après un mouvement volontaire (Bouisset et Zattara 1987).

Les ajustements posturaux se traduisent par des modifications des segments posturaux, d'ordre électromyographique, technique la plus fréquemment employée (Aruin et Latash 1995 ; Cordo et Nashner 1982 ; Gantchev et Dimitrova 1996) et / ou d'ordre mécanique tel que l'accélérométrie (Bouisset et Zattara 1987 ; Bouisset et al. 2000) ou la cinétique (Le Bozec et Bouisset 2004). Certains auteurs ont associé ces techniques : Shiratori et Latash (2000) ou Slijper et Latash (2000) ont analysé les changements d'activité des muscles posturaux et le déplacement du centre des pressions, Le Bozec et Bouisset (2004) ont observé à la fois les variations de l'activité musculaire, des forces de réactions, du déplacement du centre des pressions et l'accélération du déplacement du bassin.

I. 2. 2. AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATEURS

Parmi les ajustements posturaux, les ajustements posturaux anticipateurs (APA) ont été particulièrement étudiés en raison de leur statut privilégié. Ils correspondent à une modification de l'activité posturale initiale 'de repos'. Ils surviennent avant le début du mouvement volontaire et sont présents chez les patients déafférentés (Forget et Lamarre 1990). Ils ne peuvent être déclenchés par l'exécution du mouvement focal et ne résultent pas d'une activité réflexe provenant d'un retour afférent. Ils n'affectent pas la chaîne focale leur programmation est dirigée uniquement vers la chaîne posturale. Ils sont programmés par le SNC.

Les APA sont organisés, reproductibles et spécifiques du mouvement à venir. Ils sont phasiques, le niveau d'excitation musculaire varie au cours du mouvement, et ils diffèrent d'une tâche à l'autre. Ils sont doublement polarisés : ils ont une progression disto-proximale et se distribuent du côté controlatéral vers le côté ipsilatéral (Diétrich et al. 1994 ; Zattara et Bouisset 1988)

Les caractéristiques des APA dépendent des paramètres de la tâche à réaliser et des conditions posturales.

Les APA sont plus précoces lors du déplacement d'une charge additionnelle (Bouisset et Zattara 1987 ; Friedli et al. 1984), lors de mouvements unilatéraux comparés à des mouvements bilatéraux (Bouisset et Zattara 1981) et avec l'augmentation de l'amplitude du mouvement (Dean et al. 1999a). Lors de mouvements de pointage, ils sont présents à partir d'un certain seuil de vitesse de déplacement de la chaîne focale et croissent proportionnellement au carré de sa vitesse (Horak et al. 1984 ; Zattara et Bouisset 1983). Ils dépendent aussi de l'initiateur de la tâche, ils sont plus longs si la perturbation est induite par le sujet lui-même versus un expérimentateur (Aruin et Latash 1995 ; Paulignan et al. 1989 ; Shiratori et Latash 2001).

Les APA varient aussi en fonction des conditions posturales, c'est à dire du nombre d'appui, de la mobilité du support, des postures finales et initiales adoptées, du polygone de sustentation et de l'aire de contact entre la surface d'appui et le sujet. Lors de mouvement volontaire de tirage sur une poignée (Cordo et Nashner 1982), d'élévation du bras, (Belenkii 1967 ; Benvenuti 1990), d'élévation du corps sur la pointe des pieds ou sur les talons (Nardone et Schieppatti 1988) ou encore de flexions du coude (Friedli et al. 1984), la présence d'un appui thoracique ou le maintien d'un support fixe, en d'autres termes l'augmentation de la stabilité de la posture initiale, réduit l'amplitude et la durée des APA. L'augmentation des APA, lorsque le sujet se tient sur une surface d'appui mobile versus fixe, a été montrée au cours de tirage d'une poignée (Cordo et Nashner 1982), d'inclinaison du tronc vers l'arrière (Pedotti et al. 1989) ou de libération d'une charge (Aruin et al. 1998). Toutefois, selon les muscles considérés, l'organisation des APA est discutable. En effet, lors de l'élévation d'un bras effectué debout sur une plate-forme instable versus une plate-forme stable, Gantchev et Dimitrova (1996) ont observé que l'apparition de l'activité dans le biceps brachii était plus précoce que celle du deltoideus anterior (*primum movens*) alors que celle de l'*erector spinae* était retardée. Lors de mouvements impliquant une modification transitoire de la configuration de la base d'appui, les APA varient en fonction de la posture initiale et de la posture finale. Lors du passage de la position plantigrade à digitigrade, les APA diminuent si la position initiale du tronc est inclinée ou si le sujet revient à sa position initiale, c'est à dire plantigrade, à l'issue du mouvement au lieu de rester sur la pointe des pieds (Lipshits et al. 1981). L'importance de la posture initiale a été confirmée par les études de Do et al. (1991) et Nouillot et al. (1992). Ces auteurs ont observé, lors de mouvements de flexion-extension du membre inférieur, la présence d'APA en posture bipodale mais leur disparition en posture unipodale. D'autre part, Zattara et Bouisset (1992) ont mis en évidence l'augmentation des APA avec la réduction du polygone de sustentation, pieds joints versus pieds normalement

écartés. Cependant, lors d'une tâche impliquant un mouvement des membres supérieurs, Aruin et Shiratori (2004) n'ont pas observé de variation des APA en fonction de la position finale des mains.

En posture assise, les APA ont été mis en évidence sur l'ensemble de la chaîne posturale, c'est à dire au niveau de la partie du corps située au-dessus de l'assise et au niveau des membres inférieurs (Chari et Kirby 1986 ; Lino 1995). Dans cette posture, le changement des conditions posturales initiales comme la réduction de l'aire de contact avec l'assise (Le Bozec et Bouisset 2004 ; Teyssèdre et al. 2000 ; Van der Fits et al. 1998) et / ou l'ajout de supports placés au niveau des jambes, devant ou derrière (Aruin et Shiratori 2003) augmentent les APA. Toutefois, il est à noter que la présence d'APA n'a pas été systématiquement retrouvée dans toutes les études effectuées en posture assise. En effet, lors de mouvements dirigés vers une cible, Moore et Brunt (1991) n'ont pas observé d'APA.

Ainsi, de grandes tendances, quant à l'organisation des APA, ressortent de ces études. Cependant toutes les tâches ne présentent pas d'APA et les caractéristiques de ces derniers varient en fonction des paramètres analysés.

L'identification précise du rôle fonctionnel des APA reste, jusqu'ici, encore mal définie. Toutefois, différents travaux ont mis en évidence leur fonction à s'opposer à la perturbation engendrée par le mouvement afin de maintenir l'équilibre ou à stabiliser les valeurs de référence mais aussi à intervenir dans la dynamique du mouvement.

Un des rôles fondamentaux des APA serait de **minimiser l'effet perturbateur du mouvement volontaire à venir**, et plus précisément à maintenir l'équilibre corporel. Différentes études, s'intéressant aussi bien au mouvement du membre supérieur qu'à celui du tronc, illustrent cette fonction. Au cours de mouvements d'élévation des membres supérieurs, uni 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. Ceci s'explique par le fait que 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 et donc le centre de gravité en arrière perturbant l'équilibre du sujet. La survenue précoce des APA permet de générer par avance, dans la chaîne posturale, des forces opposées à celles provenant

du mouvement volontaire. Ainsi ils contrebalancent l'accélération du centre de gravité. Le rôle des APA serait de maintenir la projection du centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation afin de maintenir l'équilibre corporel (Bouisset 1991 ; Bouisset et Zattara 1981, 1983, 1987 ; Friedli et al. 1988). Cette observation se vérifie aussi lors du mouvement d'inclinaison du tronc. Ce mouvement est accompagné par un déplacement simultané en direction opposé de la hanche et du genou (Crenna et al. 1987 ; Oddsson et Thortensson 1987 ; Pedotti et al. 1989). Cette coordination multisegmentaire entraîne, lors de l'inclinaison du tronc de 30° vers l'avant ou vers l'arrière, un déplacement de la projection au sol du centre de gravité de 2 cm seulement ; alors que la modélisation de cette tâche met en évidence un déplacement de 12 cm dans le plan sagittal en l'absence d'ajustements posturaux (Crenna et al. 1987). Les ajustements posturaux contrôleraient l'équilibre en compensant le déplacement du centre de gravité qu'auraient dû produire les perturbations dynamiques induites par le mouvement volontaire.

Cependant, Pozzo et al. (2001) remettent en cause cette fonction. Sur la base d'une simulation informatique d'un mouvement d'élévation du membre supérieur, dans différentes conditions posturales initiales, ces auteurs observent que le déplacement du centre de gravité n'est que de 1,5 mm et ne nécessite, donc, pas de correction préalable pour le maintien de l'équilibre. Ainsi cette fonction de régulation du centre de gravité par les APA fait l'objet de controverses.

Un autre rôle des APA serait de **stabiliser les valeurs de références**. Une valeur de référence se situe dans le système relatif à l'homme. Elle peut correspondre à la position d'un segment donné ou de plusieurs segments tels que le bras, la jambe, le tronc, la tête ou le corps dans son entier dans le cas du maintien de la posture durant l'exécution du mouvement. Elle peut aussi être un paramètre plus abstrait, comme dans le cas du contrôle de l'équilibre la projection du centre de gravité du corps à l'intérieur du polygone de sustentation mais aussi la distance entre le papier et les yeux pour une personne qui marche en lisant un journal ou encore la quantité de liquide contenu dans un verre que le sujet ne doit pas renverser (Berthoz 1997 ; Droulez 1988 ; Droulez et Berthoz 1986). L'étude de la tâche de délestage bimanuel permet d'expliquer cette notion (Dufossé et al. 1985 ; Hugon et al. 1982 ; Paulignan et al. 1989). Lors du délestage d'un poids de 1 kg placé sur l'avant-bras, d'un sujet, maintenu horizontal, dit avant-bras 'postural', effectué rapidement par un expérimentateur, un déplacement ample de l'avant-bras vers le haut se produit. Lorsque ce même délestage est effectué par le sujet lui-même, l'avant bras délesté reste horizontal. Cette stabilité est due à une inhibition des

fléchisseurs de l'avant-bras 'postural' coïncidant avec la mise en mouvement du membre supérieur 'délesteur'. Ainsi, l'effet des ajustements posturaux est de préserver la position initiale de l'avant-bras postural. Cette position, servant de valeur de référence dans la manipulation d'objets, est stabilisée par les APA (Massion et al. 1999).

Plusieurs auteurs ont aussi proposé que les APA aient pour fonction de **préparer la configuration posturale** en fonction du mouvement désiré. Elle serait surtout appliquée lorsque le mouvement volontaire produit un déplacement de la chaîne posturale, c'est à dire lors de mouvements d'un ou des membres inférieurs. Au cours de l'initiation de la marche, de mouvements de flexion-extension de la jambe (Do et al. 1991 ; Rogers et Paï 1990), d'élévation sur la pointe des pieds ou encore de balancement sur les talons (Lipshits et al. 1981 ; Nardone et Schieppatti 1988), le rôle des APA serait, d'abord, de déplacer le centre de gravité au-dessus du ou des membres supports afin de maintenir l'équilibre corporel durant la tâche. Seulement ensuite, le mouvement volontaire serait réalisé (Lipshits et al. 1981 ; Mouchnino et al. 1990 ; Nardone et Schieppatti 1988 ; Rogers et Paï 1990). Par ailleurs, Brenière et al. (1981) ont montré lors de mouvement des membres inférieurs générant la progression du corps que le rôle dévolu aux APA serait de **créer les forces de propulsion** (F^u ? t) nécessaires pour amorcer le pas. Ainsi, lors de l'initiation de la marche, l'action motrice serait caractérisée par un contrôle séquentiel qui consisterait à créer en même temps les conditions favorables à la stabilisation de l'équilibre dynamique et à la progression du corps.

Les ajustements posturaux contribueraient aussi à **optimiser la performance motrice**. En effet, certaines études montrent que la durée et l'amplitude des APA sont corrélées aux paramètres de la tâche et sont modifiées en fonction de la perturbation de l'équilibre postural induite par le mouvement volontaire. Ils sont d'autant plus importants que la vitesse maximale du mouvement à venir est élevée (Bouisset et al. 2000 ; Horak et al. 1984 ; Zattara et Bouisset 1983), que l'inertie du membre mobilisé est accrue (Bouisset et al. 2000 ; Zattara et Bouisset 1986) et que la force produite est grande (Lee et al. 1990). Lors de flexions unilatérales de l'épaule, Bouisset et al. (2000) ont observé une relation linéaire entre le pic de vitesse du mouvement focal et les APA mesurés par accélérométrie. La pente de la relation variait avec l'ajout d'une charge supplémentaire sur le membre supérieur.

En résumé, les APA ont été observés au cours de nombreuses études utilisant différentes techniques, électromyographie, cinétique ou cinématique. Puisqu'ils précèdent le début du mouvement volontaire, ils n'affectent que la chaîne posturale et sont donc le reflet de la commande posturale. Les APA possèdent plusieurs rôles fonctionnels lesquels dépendent des contraintes liées aux paramètres du mouvement à venir et aux conditions posturales. Les caractéristiques spatiales et temporelles des APA résultent de ces contraintes.

I. 2. 3. ORGANISATION DU MOUVEMENT VOLONTAIRE

L'exécution d'un mouvement volontaire est associée à une perturbation de l'équilibre postural. Afin de générer l'exacte activité posturale permettant de contrecarrer la perturbation de l'équilibre induite par le mouvement, le SNC coordonne les activités motrices aux informations sensorielles et ajuste les ajustements posturaux à l'activité de la chaîne focale. La question qui se pose maintenant est de savoir comment cette coordination entre posture, équilibre et mouvement volontaire est organisée. Deux hypothèses différentes l'une de l'autre dans leur approche, mais pour autant non exclusive, sont présentées dans cette partie : la première provient de la **théorie des systèmes** et la deuxième est connue sous le terme de '**Capacité Posturo-Cinétique**' (CPC). Cependant, le mouvement volontaire ne peut être en conformité avec la tâche prescrite que si les propriétés du corps humain et de l'environnement sont prises en considération. Trois concepts considérant l'interaction entre le système musculo-squelettique, l'environnement et le SNC sont développés dans un deuxième temps dans cette partie ; il s'agit du concept de **processus dual d'organisation** et ceux plus récents de **modèle interne** et **point d'équilibre**.

La perturbation de l'équilibre postural au cours du mouvement volontaire met en évidence une dichotomie entre la posture, qui a pour fonction d'orienter le corps et / ou de maintenir l'équilibre, et le mouvement qui tend, à l'inverse, à changer l'orientation du corps et / ou à engendrer un déséquilibre. Les deux concepts suivants ont pour but d'expliquer la coordination entre posture et mouvement volontaire.

Inspirés de la **théorie des systèmes**, la distinction entre l'organisation de la posture et celle du mouvement est à l'origine de deux modes de coordination distincts : un mode parallèle et un mode hiérarchique (figure 1.4). Dans le mode d'organisation parallèle, la posture et le mouvement sont contrôlés par des voies parallèles. La commande posturale agit sur celle du

mouvement par l'intermédiaire d'une collatérale inhibitrice. Ces deux voies sont organisées de façon indépendante (Brown et Frank 1987). Ce mode d'organisation permet d'expliquer la précession des modifications posturales par rapport au début du mouvement volontaire observé dans de nombreuses études. En effet, l'exécution du mouvement focal n'intervient que lorsque les ajustements posturaux ont atteint un seuil permettant de s'opposer efficacement à la perturbation causée par le mouvement volontaire (Lee et al. 1990). Cet intervalle de temps, entre le début des ajustements posturaux et celui de l'exécution du mouvement, peut varier en fonction du paradigme expérimental, des paramètres de la tâche et des conditions posturales. Cette organisation implique que les commandes motrices posturale et focale puissent être distinctes.

Dans le mode d'organisation hiérarchique, la commande du mouvement agit sur celle de la posture par l'intermédiaire de collatérales. Le début du mouvement focal et le début des ajustements posturaux sont simultanés. Ce modèle correspond à la coordination entre posture et mouvement présente au cours de la tâche de délestage effectué par le sujet (Paulignan et al. 1989). En effet, le début du mouvement volontaire du membre supérieur est synchrone avec le début des ajustements posturaux de l'avant-bras 'postural'.

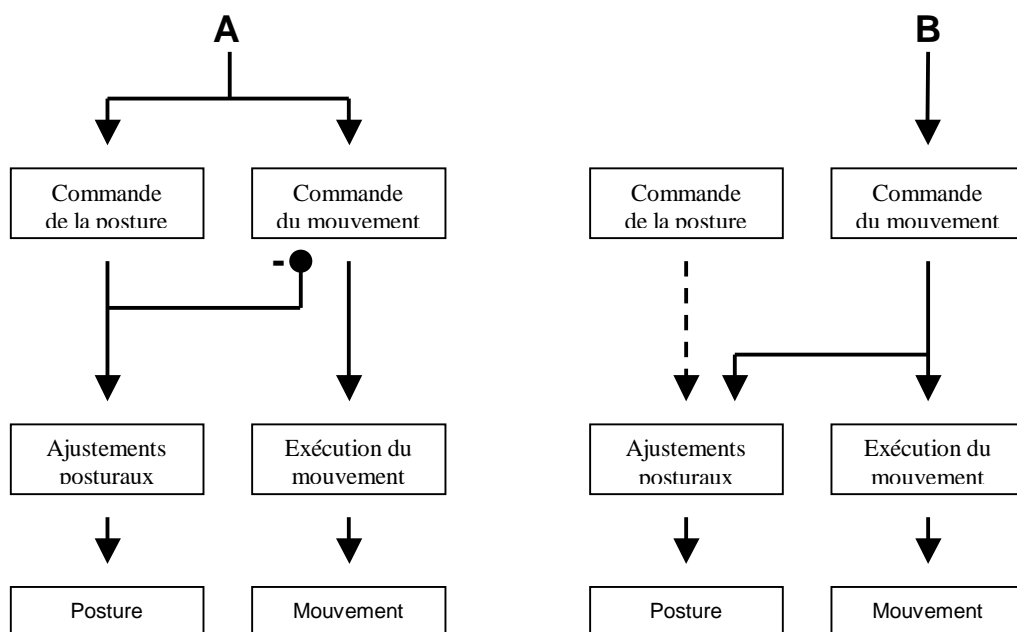


Figure 1.4 : Deux modes de coordination entre posture et mouvement.

Le schéma A correspond à l'organisation parallèle, le schéma B à l'organisation hiérarchique. (D'après Massion 1992).

L'exécution d'un mouvement volontaire, même segmentaire, est associée à une perturbation de l'équilibre du corps. La dichotomie entre posture et mouvement doit nécessairement passer par une coordination adéquate entre les composantes posturale et focale du mouvement afin de permettre au SNC d'organiser l'exacte contre-perturbation, en temps opportun en sens et en intensité, pour compenser la perturbation induite par le mouvement volontaire (Bouisset 1991). Cette contre-perturbation résulte de la mobilité de la chaîne posturale, et plus précisément de l'accélération de chaque segment corporel composant la chaîne posturale. De ce fait, toutes conditions augmentant la mobilité segmentaire posturale améliorent la dynamique posturale et par conséquent la réalisation de la tâche prescrite. La performance de la chaîne focale dépend de la capacité à s'opposer à la perturbation. La capacité du système musculo-squelettique à développer ces phénomènes dynamiques posturaux est désignée sous le terme de **Capacité Posturo-Cinétique (CPC)** (figure 1.5) (Bouisset et Zattara 1983).

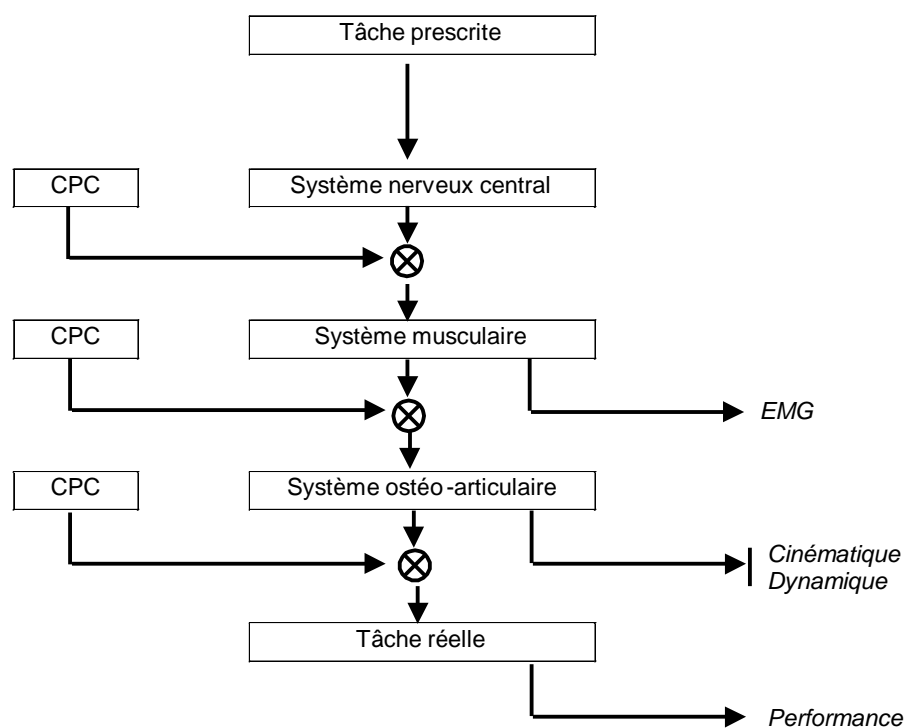


Figure 1.5 : Capacité Posturo-Cinétique et réalisation de la tâche prescrite.

Les principaux éléments qui interviennent entre la décision de réaliser une tâche déterminée (« tâche prescrite ») et sa réalisation effective (« tâche réelle ») sont très schématiquement représentés. Le SNC commande au système musculaire. La mobilisation du système ostéo-articulaire se traduit par l'exécution du mouvement permettant la réalisation de la tâche. A chacun de ses niveaux, si la CPC est insuffisante, la sortie du sous-système correspondant est elle-même inadaptée, ce qui se traduit sur les grandeurs accessibles à la mesure : électromyographie (EMG), biomécaniques (cinématique, dynamique) et comportementales (performance). (D'après Bouisset 2002).

Son estimation est définie en fonction de la contrainte relative de la tâche demandée ou des conditions posturales offertes en comparaison à une référence. Ainsi toutes modifications de

la performance ou de la dynamique posturale témoignent d'une variation de la CPC (Bouisset et Le Bozec 2002).

Ces deux concepts montrent que la commande motrice, générée par le SNC, procède d'une double organisation, de la chaîne posturale et de la chaîne focale, lesquelles agissent ensemble, afin d'exécuter un mouvement efficace tout en maintenant l'équilibre du sujet. Toutefois, comme vu précédemment, le mouvement volontaire résulte du transfert continu de forces et d'informations sensorielles entre le système musculo-squelettique et l'environnement. L'interaction entre système musculo-squelettique et l'environnement, sous le contrôle du SNC, est présentée à partir de trois concepts : celui plus ancien de **processus dual d'organisation** et ceux récemment proposés de **modèle interne** et **point d'équilibre**.

Le **processus dual d'organisation** (« dual process organization »), aussi désigné sous le terme de modèle hiérarchique, fonctionne à deux niveaux : le système conservatif, encore appelé schéma corporel, est un système de référence, et le système opératif est responsable des réactions posturales (Clément et al. 1984 ; Clément et Lestienne 1988 ; Gurfinkel et al. 1988 ; Lestienne et Gurfinkel 1988). Pour Lestienne et Gurfinkel (1988), le schéma corporel provient de l'organisation innée du corps et de l'organisation sensorielle issue de l'expérience quotidienne laquelle s'enrichit au cours du développement et de l'apprentissage. Il comprend les caractéristiques biomécaniques du corps, c'est à dire ses limites, la longueur des différents segments, la répartition de leur masses, la géométrie articulaire et permet une représentation de l'orientation des segments corporels les uns par rapport aux autres et de leur relation avec le monde extérieur (Clément et al. 1984 ; Gurfinkel et al. 1988 ; Lestienne et Gurfinkel 1988). Le système opératif est responsable de la sélection des synergies musculaires, ou programmes moteurs. Il les adapte aux informations issues du monde extérieur. Il se trouve sous la dépendance du système conservatif. Ainsi, la réponse motrice mise en œuvre dépendrait de l'environnement sensoriel et cognitif dans lequel se trouve le sujet. Les synergies musculaires se définissent comme l'action coordonnée de plusieurs muscles concourant à l'exécution d'un mouvement volontaire. Elles correspondent à des patrons électromyographiques ou biomécaniques identifiés sur la base de leur invariance spatiale (Lee 1980 et 1984). Différentes synergies musculaires ont été mises en évidence lors de mouvements du tronc (Crenna et al. 1987 ; Oddsson et Thorstensson 1987), du bras (Belenkii 1967 ; Bouisset et Zattara 1981 ; Lee et al. 1987) ou des membres inférieurs (Béraud et Gahéry 1995). Elles sont centralement programmées, suggérant l'existence d'un répertoire prédéterminé d'activités

motrices coordonnées. Ce répertoire serait génétiquement déterminé et dépendant de réseaux nerveux pré-câblés sélectionnés en fonction de la nature et de l'intensité de la perturbation. Le SNC disposerait, ainsi, de commandes pré-organisées nécessaires à la production du geste avant même que celui-ci ne débute.

Pour simplifier l'organisation qui sous-tend la relation entre la commande centrale et l'exécution du mouvement, des modèles de fonctionnement issus de la cybernétique ont été proposés. Le système moteur est, alors, considéré comme un système dont la variable d'entrée, ou signal de commande, correspond à la commande motrice issue du SNC et la variable de sortie, ou variable commandée, correspond quant à elle aux réponses motrices et sensorielles émanant du nouvel état. Deux systèmes de commande sont différenciés. Le système de commande en boucle ouverte, encore appelé « feedforward » est une chaîne directe, comportant un système de commande et un système commandé (figure 1.6). Le signal de commande est envoyé par le SNC, adressé directement au système commandé. Ainsi, la valeur de sortie est prescrite par celle de l'entrée. Ce système ne comporte pas de contrôle de la sortie permettant de vérifier si la valeur de sortie est conforme au signal de commande. Ainsi l'effet d'une perturbation ne peut être compensé. Les APA seraient organisés suivant ce mode ; puisqu'ils précèdent le début du mouvement volontaire, ils ne peuvent résulter d'informations sensorielles émanant de son exécution. Ils sont pré-programmés ce qui nécessite une connaissance préalable des effets déstabilisateurs du mouvement à venir.

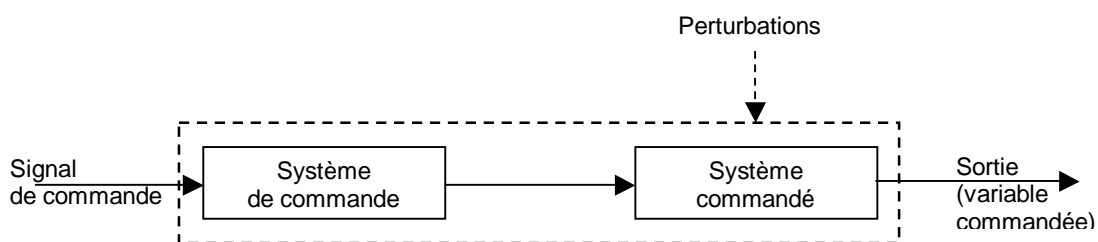


Figure 1.6 : Modélisation cybernétique du mouvement - système de commande en boucle ouverte ou feedforward.

Le signal de commande, appliqué à un effecteur, provoque une modification du système commandé exprimée par la sortie. Ce type de commande implique que la valeur finale soit prescrite dès le signal de commande. L'effet d'une éventuelle perturbation n'est pas pris en compte (D'après Gille et al. 1975).

Le système de commande en boucle fermée, ou « feedback » contrôle, quant à lui, la sortie. Il inclut dans le modèle en boucle ouverte un circuit de retour permettant de comparer la sortie à la commande d'entrée (figure 1.7). En cas de différence entre l'entrée et la sortie, le signal de commande est corrigé. Les informations concernant le signal de sortie proviennent des afférences sensorielles, elles agissent en tant que détecteurs d'erreurs. Le système en boucle fermée prend en compte les perturbations.

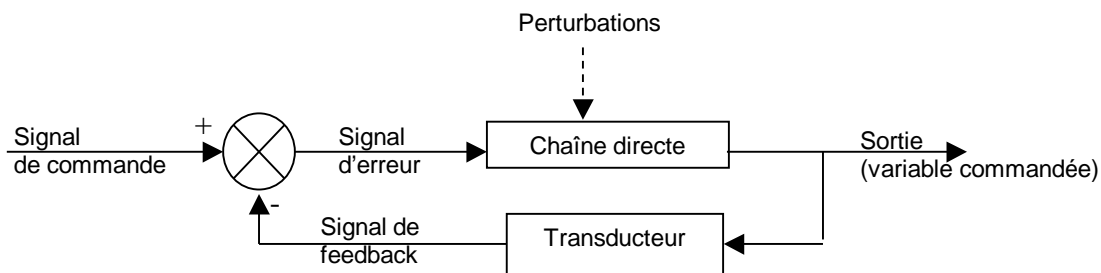


Figure 1.7 : Modélisation cybernétique du mouvement - système de commande en boucle fermée ou feedback.
Ce type de commande implique un comparateur entre les signaux d'entrée et de sortie. Le contrôle du signal de sortie s'effectue par l'intermédiaire d'un transducteur qui envoie un signal de feedback au comparateur. Si une différence entre la sortie réelle et la sortie prescrite existe, le signal de commande est corrigé. (D'après Gille et al. 1975).

Ces deux systèmes de commande seraient utilisés par le SNC. Toutefois, tous deux présentent des inconvénients. En effet, un système de commande en boucle ouverte n'est généralement pas prévu pour réagir en cas de perturbation non déterminée à l'avance, et un système de commande en boucle fermée demande un certain délai inhérent aux différentes étapes du processus correcteur. La tâche de délestage d'un poids de 1kg placé sur l'avant bras d'un sujet est un exemple de l'application de ces deux systèmes. En effet, lorsqu'elle est effectuée par l'expérimentateur, le déplacement de l'avant-bras vers le haut est compensé par une activité musculaire, qui suit dans un délai de 50 à 80 ms, ce qui met en évidence un mode d'organisation en boucle fermée (Hugon et al. 1982). Par contre, lorsque le délestage est effectué par le sujet lui-même, les ajustements posturaux le précédant, les APA sont organisés en boucle ouverte.

Le concept de l'organisation de la commande motrice, d'inspiration robotique, suggérée par Wolpert et Kawato (Kawato 1999 ; Wolpert 1997 ; Wolpert et al. 1995 ; Wolpert et Kawato 1998) apporte une solution pour la réduction du délai de correction. Il implique l'interaction des informations sensorielles et motrices ainsi que des mécanismes en feedback et en feedforward. Le concept de **modèle interne** (Wolpert et Kawato 1998) imiterait le comportement du système moteur et de l'environnement, en prenant en compte la

représentation interne du corps et de l'environnement, lors de l'envoi d'une copie de la commande motrice (Blakemore et al 1998 ; Flanagan et Wing 1997 ; Johansson et Cole 1992 ; Kawato et al. 1987 ; Wolpert et al. 1995 ; Wolpert et Miall 1996). Ainsi, les conséquences du mouvement sont estimées par un modèle en feedforward. L'action propre du sujet est prédite, c'est à dire la position du corps pour une commande motrice donnée et les conséquences sensorielles qui en résulte. Le signal d'erreur provient de la comparaison entre le feedback sensoriel prédit et le feedback sensoriel réel. Il est utilisé pour modifier la commande motrice au cours de l'exécution du mouvement pour adapter le réel au prédit. En amont de ce système sensori-moteur se situe la planification motrice. Elle représente le processus par lequel les sorties du système désirées sont définies déterminant ainsi le but extrinsèque de la tâche. C'est à ce niveau que le choix de la commande motrice est effectué pour répondre au but de la tâche désiré. Le modèle utilisé est un modèle interne inverse (Uno et al. 1989), qui reçoit comme entrée le mouvement prévu et fournit, comme sortie, un ensemble de commandes motrices.

L'habilité de l'Homme à utiliser différents objets dans divers contextes, rapidement et sans effort, suppose que le SNC utilise une approche modulaire à partir de multiples modèles internes qu'il possède en mémoire (Ghahramani et Wolpert 1997 ; Wolpert et Flanagan 2001 ; Wolpert et Kawato 1998). Tous les modèles internes inverses seraient associés à un modèle en feedforward correspondant, lequel génère une prédiction du retour sensoriel dans le contexte réel. L'identification de l'erreur du modèle en feedforward est utilisée pour déterminer un changement du modèle inverse pour que l'erreur entre le feedback sensoriel prévu et le feedback sensoriel réel soit la plus petite possible (Wolpert et Kawato 1998). L'ensemble de ces modèles interne 'inverse-feedforward' génère un répertoire conséquent et modulaire (Haruno et al. 2001 ; Wolpert et Kawato 1998). En fonction du contexte, ces modèles internes sont combinés ou remplacés les uns avec ou par les autres (Flanagan et al. 1999) ce qui permet à la commande motrice de s'adapter facilement à différents environnements. Par exemple, pour soulever un carton, deux contextes peuvent se présenter : soit il est vide soit il est plein. La probabilité de l'un ou de l'autre est estimé en fonction de l'information sensorielle de la vision, du contexte et des expériences antérieures. Dans ce cas-ci, le contexte boîte pleine semble le plus probable. La commande motrice pour soulever un carton plein est alors envoyée, en même temps une copie efférente de la commande motrice est employée pour simuler les conséquences sensorielles des deux contextes. Le feedback réel est comparé aux deux feedback prédits, boîte pleine et boîte vide. Puisque le carton est en fait vide, l'erreur est la plus faible avec le feedback de la prévision boîte vide. Le modèle inverse

pour une boîte lourde est alors éteint et un modèle inverse, associé au feedforward correspondant, approprié pour mobiliser le membre supérieur en contact avec une boîte légère est activé (Wolpert et Ghahramani 2000).

Afin d'éviter tous les calculs complexes requis dans le concept de modèle interne, Feldman et Levin (1995) proposent que le SNC exploite les propriétés visco-élastiques des muscles. L'idée de la **théorie du point d'équilibre** est que le mouvement est généré par un mécanisme responsable de l'équilibre statique. Le SNC définit une série temporelle de points d'équilibre et le mouvement apparaît comme une conséquence des interactions mécaniques entre le segment mobilisé et l'environnement. Il est un glissement progressif de postures, comme des sous buts du mouvement : position initiale, position intermédiaire et position finale.

Toutefois, à ce jour, aucune de ces théories ne fait consensus.

I. 2. 4. CAS PARTICULIER : COORDINATION ENTRE POSTURE ET ACTE MOTEUR ISOMETRIQUE MAXIMAL

L'objectif de cette partie est de considérer un 'mouvement' particulier celui d'un acte moteur isométrique exercé à force maximale. L'influence posturale et l'organisation de la commande motrice sont considérées.

D'un point de vue biomécanique, un acte moteur isométrique implique l'absence de mouvement focal au sens usuel du terme, c'est à dire de déplacement de la chaîne focale. Il correspond, généralement, à un effort exercé par les membres supérieurs sur un objet fixe. La chaîne corporelle est, alors, fermée à ses deux extrémités : au niveau de l'objet et des appuis (Bouisset 2002). La force externe, résultant de la contraction de plusieurs groupes musculaires, développée lors d'un effort isométrique maximal est désignée sous le terme de « force maximale volontaire synthétique » (FMVS). Plus précisément, c'est l'effort maximal que le sujet peut maintenir pendant quelques secondes, c'est à dire en l'absence de fatigue.

La FMVS a été analysée au cours de différents efforts exercés par les membres supérieurs : poussée, traction, élévation, abaissement, rotation interne, rotation externe (Dempster 1961, Gaughan et Dempster 1956 ; Hunsicker 1955 ; Kroemer 1974 ; Le Bozec et Bouisset 2004

Pheasant et al. 1982). Elle dépend de nombreux facteurs biomécaniques comme les paramètres liés à l'effort, nature, sens et direction, (Hunsicker 1955), de la hauteur et du poids de l'individu (Chaffin et al. 1983), de la hauteur de poussée (Chaffin et al. 1983), de la configuration posturale adoptée par le sujet (Daams 1993 ; Gaugran et Dempster 1956 ; Warwick et al. 1980), du coefficient de frottement de la surface d'appui (Kroemer 1974) et de la stabilité du support d'appui (Bober et al. 1982). Par exemple, Hunsicker (1955) a observé en posture assise que les forces les plus élevées étaient produites lors d'efforts de poussées et les plus faibles lors d'efforts effectués en rotation externe, comparé à des efforts de traction, d'abaissement, d'élévation ou de rotation interne. Cet auteur a aussi montré, pour une même nature d'effort, que les forces variaient en fonction de l'angle du coude. Lors d'un effort de poussée, la force était maximale si le coude était positionné à un angle de 180°, alors que pour un effort exercé en rotation externe, il devait être à 60°. Gaughran et Dempster (1956) ont montré que la force exercée sur une barre fixe lors d'efforts horizontaux et maximaux de poussée ou de traction effectués en posture assise varie en fonction de la configuration de la chaîne posturale (figure 1.8), mais aussi de la présence d'appui supplémentaire, dorsal ou podal. La disposition de cet appui s'avère également 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.

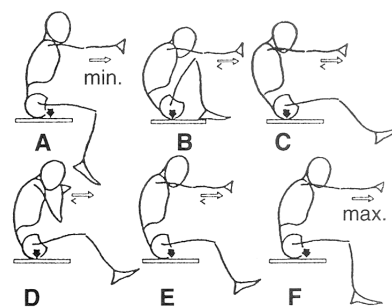


Figure 1.8 : Variation de la force externe de poussée en fonction de différentes postures.
Six postures adoptées par le sujet présentées dans un ordre croissant de force externe produite (de A à F). La flèche correspond à la projection du centre de gravité sur le siège. A noter l'absence de repose-pied.
(D'après Gaughran et Dempster 1956).

Gaughran et Dempster (1956) ont été les premiers à établir le bilan des forces extérieures au corps. Ils ont mis en évidence, lors d'une poussée exercée sur une barre située à hauteur fixe, que la FMVS horizontale était proportionnelle à la distance horizontale qui séparait le centre de gravité du centre des pressions. Etant donné que la position du centre de gravité variait peu dans les diverses postures considérées, l'action musculaire avait pour effet principal de

déplacer le centre des pressions et donc de faire varier la force de poussée. L'activité musculaire se distribuait non seulement aux muscles des membres supérieurs mais aussi à ceux du tronc et des ceintures pelvienne et scapulaire (figure 1.9).



Figure 1.9 : Représentation schématique de la distribution de l'activité musculaire lors d'une poussée horizontale.

L'activité musculaire du membre supérieur est associée à celle des ceintures pelvienne et scapulaire et du tronc (D'après Gaughran et Dempster 1956).

Ces considérations ont été confirmées lors de l'analyse de montée de force maximale effectuée au cours d'une tâche de poussée, c'est à dire durant un effort isométrique anisotonique (Le Bozec et al. 1996 ; Lee et al. 1990). Le recul du centre des pressions augmentait en fonction de la force produite. Les analyses biomécaniques ont permis de mettre en évidence des phénomènes dynamiques posturaux eux-mêmes d'intensité croissante, en fonction de la force produite. Ils siégeaient sur l'ensemble de la chaîne posturale (Le Bozec et Bouisset 2004 ; Le Bozec et al. 1997). Cette dynamique provenait de l'activité phasique des muscles posturaux et focaux (Bouisset et al. 1973 ; Gottlieb et Agarwal 1971 ; Le Bozec et al. 2001). Plus précisément, cette dynamique résulterait de la mobilité de la chaîne posturale, c'est à dire de l'accélération des segments corporels. Une étude récente confirme cette mobilité en mettant en évidence, lors de montée de force exercée en posture assise, une accélération de la crête iliaque et son déplacement, faible mais présent, vers l'arrière (Le Bozec et Bouisset 2004). De plus, puisque le sujet est en contact avec des surfaces d'appui immobiles, localisées au niveau de l'assise et des pieds, et que ses membres supérieurs restent tendus tenant une barre fixe, la mobilité corporelle ne peut être originaire que de la partie du corps située entre la ceinture scapulaire et les appuis.

D'autre part, Le Bozec et al. (2001) ont observé la présence d'ajustements posturaux précédant le début de montées de force isométriques effectuées en posture assise. L'apparition de ces APA suivait une progression disto-proximale, des membres inférieurs vers le segment postural. Ils augmentaient avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise, au cours de poussées (Le Bozec et Bouisset 2004) et graduellement avec la force produite, lors de tirages bilatéraux isométriques sur une poignée à différentes forces (Lee et al. 1990).

Lors de la production de forces isométriques volontaires, effectuées en postures assise ou debout, l'organisation sensori-motrice utilisée serait une stratégie dite « pulse height control » (Freund et Budingen 1978 ; Ghez et Gordon 1987 ; Gordon et Ghez 1987 ; Lee et al. 1990). Ces auteurs ont observé que seule l'amplitude de la force variait en fonctions des conditions expérimentales, la durée de la montée de force restant relativement constante. Ainsi, le paramètre planifié serait le pic de force ou la vitesse d'élévation de la force. Cette invariance temporelle permettrait de simplifier le contrôle des degrés de liberté relatif à la réalisation de la tâche. Rancourt et Hogan (2001), quant à eux, suggèrent que la stratégie de commande d'une tâche de poussée est basée sur la théorie du point d'équilibre. L'amplitude de la force résulterait du déplacement virtuel de la position des mains.

I. 3 MOUVEMENT VOLONTAIRE ET PROPRIETES A L'INTERFACE ENTRE LE SUJET ET LES SURFACES EN CONTACT

Les forces de réaction issue du contact entre le sujet et les surfaces d'appui ont une importance considérable dans la dynamique du système.

De nombreuses études, sus-citées, ont analysé l'influence des conditions posturales sur la réalisation d'une tâche prescrite. Elles ont, généralement, fait varier le nombre d'appuis, l'aire de contact entre le sujet et les appuis, le polygone de sustentation ainsi que la stabilité du support. Toutefois, bien que rencontré dans la vie courante, peu d'études relatives à la coordination posture-mouvement volontaire ont considéré l'influence du frottement à l'interface entre le sujet et les surfaces avec lesquelles il est en contact.

I. 3. 1. PROPRIETES MECANIQUES DE DEUX SURFACES EN CONTACT

Un corps seul peut être défini suivant différents paramètres : rugosité, dureté, élasticité, plasticité, viscosité, etc...

Lors du contact physique d'un corps sur un autre, des forces de contact sont générées. Elles dépendent de l'interaction entre les particules des corps en contact et également de la structure des surfaces. Quand un solide S1 est en contact avec un plan (P), les actions de contact qu'exerce le solide S1 sur le plan (P) peuvent être schématisées par un torseur. Le torseur se décompose en un vecteur \vec{R} et un moment \vec{M} . \vec{R} est la résultante de la force de réaction normale \vec{R}_n et de la force de réaction tangentielle \vec{R}_t où $\vec{R} = \vec{R}_t + \vec{R}_n$. La force de réaction normale \vec{R}_n exercée par le plan sur S1 est toujours dirigée vers le solide auquel elle est appliquée. La réaction \vec{R}_n doit s'opposer à la pénétration du solide dans le plan : la réaction normale est répulsive. La force de réaction tangentielle \vec{R}_t peut également se décomposer en une force antéro-postérieure (selon l'axe X) et une force latérale (selon l'axe Y). \vec{M} est le moment global par rapport à I, point de contact entre S1 et le plan (P). \vec{M}_z est le couple de résistance au pivotement et \vec{M}_t est le couple de résistance au roulement. $\vec{M} = \vec{M}_t + \vec{M}_z$.

Lors du contact d'un solide sur un plan, deux situations peuvent se présenter, soit aucun glissement ne se produit soit le solide glisse sur le plan.

Pour éviter le glissement d'un corps posé sur un plan incliné, l'angle d'inclinaison, du plan par rapport à l'horizontale, doit être inférieur à l'angle de frottement statique, α_s (figure 1.10). Cet angle donne la limite entre l'état statique, où le corps est à vitesse nulle, et l'état dynamique, où le corps commence à glisser. Le coefficient de frottement statique (COFs), μ_s , correspond à la tangente de l'angle de frottement statique, α_s .

Pour que le glissement ne se produise pas $\|\vec{R}_t\| / \|\vec{R}_n\| < \mu_s$.

Si $\|\vec{R}_t\| / \|\vec{R}_n\| > \mu_s$, un glissement se produit. Dans ce cas la force de réaction tangentielle \vec{R}_t est colinéaire à la vitesse de glissement de S1 sur le plan (P) et de sens contraire. Le COFs est dérivé de la force requise pour qu'un objet commence à glisser. Une fois le glissement présent la vitesse reste fixe si la norme de la force de réaction tangentielle est proportionnelle à la

norme de la force de réaction normale, soit $\|\vec{R}_t\|/\|\vec{R}_n\| = \mu_d$ où $\mu_d = \text{constante}$. μ_d est le coefficient de frottement dynamique. Le coefficient de frottement dynamique est dérivé de la force requise pour maintenir le mouvement de glissement.

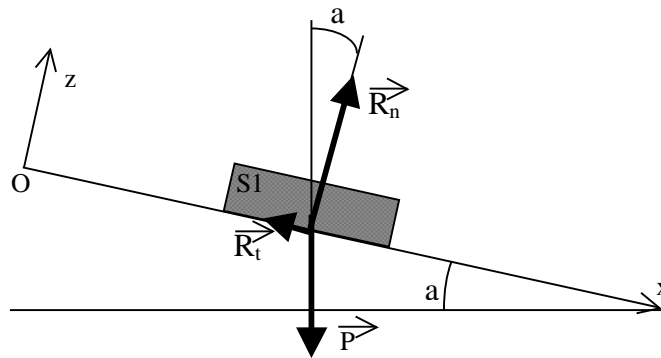


Figure 1.10 : Equilibre d'un solide S1 sur un plan incliné

Un solide immobile sur un plan incliné est soumis de la part du plan à une force de réaction normale (R_n) perpendiculaire au plan dirigée vers le solide et une force de frottement (R_t) parallèle au plan et de sens opposé à un éventuel glissement. Le solide est aussi soumis à son poids (P). Si α est inférieure à α_s il n'y a pas de glissement, de S1.

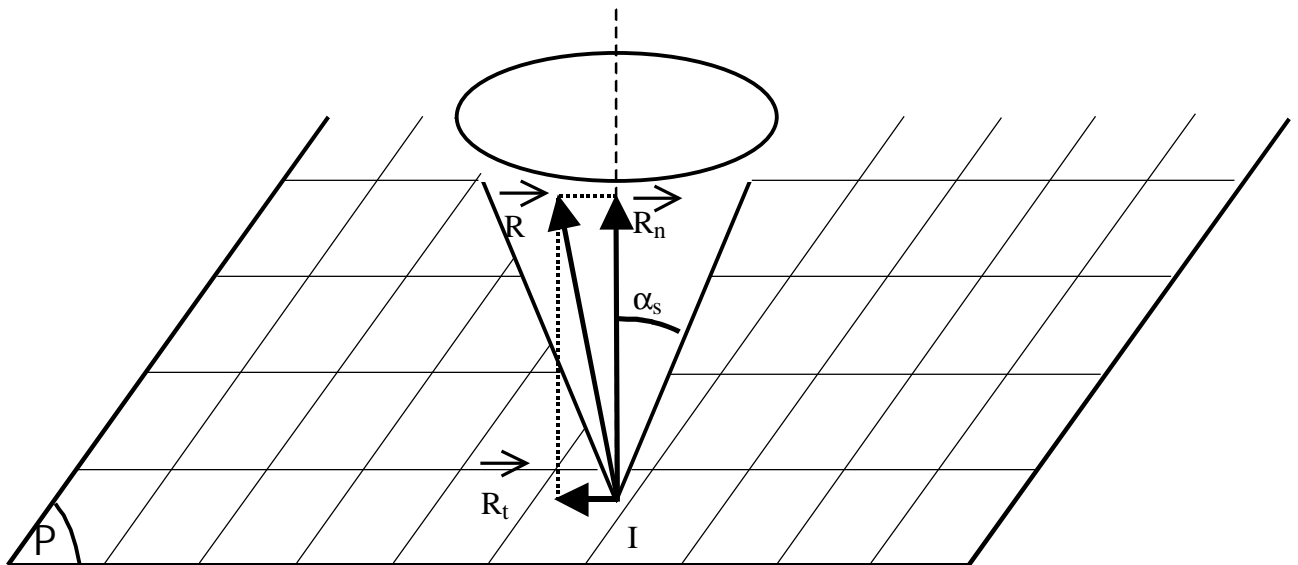


Figure 1.11 : Cône de frottement

Le cône de frottement est le cône de révolution, de sommet I (point de contact entre le solide et le plan) et de demi-angle au sommet α_s . α_s correspond à l'angle de frottement statique. Si R se trouve à l'intérieur, ou éventuellement à la surface de ce cône, le corps ne glisse pas sur la surface. La force de réaction normale (R_n) perpendiculaire au plan et la force de réaction tangentielle (R_t) est parallèle au plan.

Géométriquement, la limite de frottement peut être définie par un cône qui a pour axe la normale en I à (P), pour sommet I et de demi-angle α_s . Si la force de réaction \vec{R} , résultante de \vec{R}_n et \vec{R}_t au point I, se trouve à l'intérieur de ce cône aucun glissement ne se produit (figure 1.11).

I. 3. 2. INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES EN CONTACT AVEC LE SUJET AU COURS D'UN MOUVEMENT VOLONTAIRE

L'influence des caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces en contact avec le sujet sur les forces de réactions et la réalisation de la tâche prescrite a été analysée principalement au cours de trois paradigmes expérimentaux.

Kroemer (1974) en a été un des pionniers. Au cours d'une étude ergonomique, il a étudié la force maximale de poussée exercée avec les membres supérieurs, dans différentes postures debout, en fonction du coefficient de frottement entre le sol et les semelles des chaussures portées par les sujets. Il a mis en évidence que la force de poussée maximale augmentait avec l'élévation du COFs.

Dans un autre contexte, lors de la manipulation de petits objets entre le pouce et l'index, Johansson et Westling (1984) ont étudié l'influence des CT des surfaces en contact avec la pulpe des doigts. Ces auteurs ont montré que la force de réaction normale, nommée aussi 'grip force', était ajustée au coefficient de frottement à l'interface entre les doigts et l'objet tout comme le rapport entre la force de réaction tangentielle, désigné aussi sous le terme de 'load force' et la force de réaction normale. L'adaptation de ce rapport en fonction des CT de la surface de l'objet a été confirmée individuellement pour chacun des doigts (Burstedt et al. 1999 ; Flanagan et al. 1999). Il était toujours inférieur au coefficient de frottement. Cette différence correspond à la marge de sécurité, elle prévient le risque de glissement. Johansson et Westling ont suggéré que cette marge de sécurité était le reflet d'un comportement moteur optimal puisqu'il combinait à la fois une économie musculaire avec une probabilité faible de faire glisser l'objet ou de le casser par une force de saisie (force normale) trop importante. Ils ont montré aussi que l'information des CT de l'objet était fournie par les mécanorécepteurs de la pulpe des doigts en contact avec l'objet (Westling et Johansson 1984). En effet, ils ont observé, lors du soulèvement de l'objet, des influx dans les afférences nerveuses des récepteurs tactiles dès l'initiation de la déformation de la peau (Johansson et Westling 1987). Cette activité se situait essentiellement au niveau des unités FAI et leur fréquence était fonction des CT de la surface en contact. Plus elle était glissante, plus le taux de décharge était élevé. L'adaptation des forces, aux CT de la surface en contact, s'effectuait avant le levé de l'objet (figure 1.12). Si des glissements se produisaient pendant le levé de l'objet, un deuxième ajustement des forces était effectué, dans ce cas la latence entre le début du

glissement et l'ajustement des forces était de l'ordre de 60 à 80 ms (Johansson et Westling 1984). Les forces de réaction étant ajustées aux CT des surfaces en contact, ces auteurs suggèrent que cette adaptation se fasse sur la base d'une mémoire ou représentation interne des CT de la surface en contact. Elle serait mise à jour lors des glissements se produisant soit avant soit pendant le levé de l'objet. Ainsi, pour réaliser la tâche, les mécanismes neuraux seraient initiés sur la base de cette mémoire des CT des surfaces en contact. Flanagan et Wing (1997) ont montré, lors de déplacement d'objet tenu entre les doigts que la 'grip force' dépendait de la 'load force' qui elle-même était fonction des propriétés de l'objet. Ainsi ces auteurs confirment que le SNC possède en mémoire une représentation de l'objet incluant la texture de sa surface.

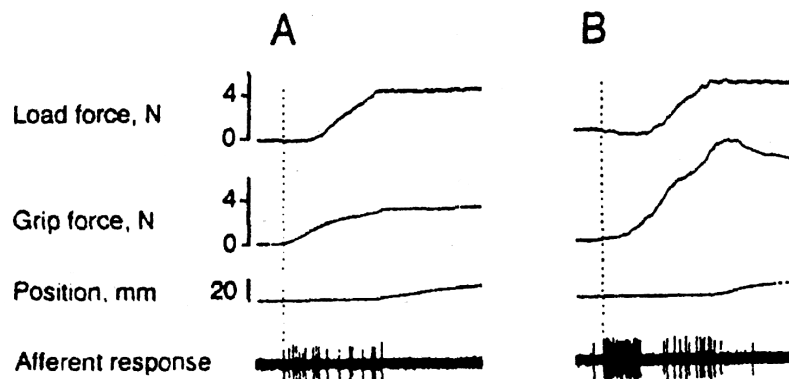


Figure 1.12 : Adaptation des forces et de l'activité des récepteurs FAI lors de l'élévation d'un objet plus ou moins glissant.

Dans la condition A l'objet est recouvert de papier de verre, il est moins glissant que l'objet maintenu dans la condition B dont la surface est recouverte de soie. La 'grip' force, ou force normale, est plus élevée avec l'objet glissant. L'activité des récepteurs FAI débute avant le levé de l'objet et est plus intense lorsque l'objet est glissant. La ligne verticale indique le contact premier entre la pulpe des doigts et l'objet. (D'après Johansson et Westling 1987).

D'autres travaux concernant les phénomènes biomécaniques à l'interface entre le pied et le sol ont été effectués dans le champ de la de prévention des glissades. Andres et al. (1992), Cham et Redfern (2002), Gronqvist et al. (1989) et Llewellyn et Nevola (1992) 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 du pied sur le sol et la vitesse de déroulement du pied sur le sol. De ce fait, les forces tangentielles et à un moindre degré la force normale étaient diminuées. L'ensemble de ces adaptations avait pour conséquence la réduction du pic entre les forces tangentielles et la force normale et donc une diminution du risque de glissement. Ainsi le sujet à la possibilité d'adapter la biomécanique de son pas aux CT du sol en dépit même des instructions préalablement données de marcher le plus normalement possible.

En résumé, tout effort n'est possible que si à la force externe, exercée par les membres inférieurs ou les membres supérieurs, répond une réaction égale et de signe opposé exercée par l'environnement matériel. Cependant, les exemples cités ci-dessus, montrent que les sujets ont la capacité de moduler leur activité motrice en fonction des CT des surfaces en contact afin d'éviter tout risque de glissement et de rester en équilibre.

I. 4. PROBLEMATIQUE DE L'ETUDE

L'exécution d'un acte moteur volontaire résulte de l'interaction entre la chaîne focale, la chaîne posturale et les surfaces d'appui. En effet, en accord avec la loi de l'action et de la réaction, l'activité motrice issue de la chaîne focale génère des forces de réaction lesquelles sont transmises le long de la chaîne posturale jusqu'aux surfaces d'appui ce qui a pour conséquence une perturbation de l'équilibre corporel. Cependant, la réalisation d'une tâche nécessite le maintien de l'équilibre du sujet. En conséquence, des ajustements posturaux, adaptés à la perturbation, sont développés et du fait des lois de la biomécanique, ne peuvent être organisés que par rapport aux appuis. Ainsi, lors de l'exécution d'un acte moteur volontaire, des transferts de force et / ou de moment, résultant de l'activité focale et du maintien de l'équilibre, sont présents, à chaque instant, entre les différents segments corporels et entre ceux-ci et les surfaces d'appui.

De ce fait, puisque le rôle des surfaces d'appui est prépondérant dans la détermination des caractéristiques biomécaniques de l'acte moteur, nous nous proposons d'examiner, dans ce travail, l'influence des caractéristiques des surfaces d'appui, tant d'un point de vue qualitatif que quantitatif, sur la coordination entre posture et mouvement volontaire.

Nous nous sommes tout d'abord intéressés à l'incidence des **caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui**. En effet, le maintien de l'équilibre corporel au cours de l'exécution de l'acte moteur résulte à la fois de l'adéquation entre la contre-perturbation, issue des ajustements posturaux, et la perturbation mais aussi de l'absence de glissement du sujet. Les CT des surfaces d'appui ont été appréciées en fonction du COFs, mesuré à l'interface entre le vêtement porté par le sujet et la surface d'appui considérée, lequel définit la limite entre l'absence de glissement et son début. Il est fonction de la nature des surfaces en contact. Le rapport d'adhérence, mesuré au cours de l'exécution de l'acte moteur, correspond au rapport des forces tangentielles sur la force normale. Il est induit par les ajustements posturaux et varie au cours de la tâche. Si le rapport d'adhérence est égal, ou excède, le COFs,

un glissement se produit. Ainsi la réalisation de la tâche nécessite la coordination entre posture et mouvement volontaire laquelle dépend du COFs et donc des CT des surfaces d'appui. Notre hypothèse est que les CT des surfaces d'appui influencent la contre-perturbation développée laquelle module en retour la perturbation produite. En d'autres termes, les ajustements posturaux sont limités afin d'éviter le glissement du sujet, et par conséquent pour maintenir l'équilibre corporel.

Nous nous sommes proposés, ensuite, d'analyser la portée de la relation posture–mouvement volontaire-CT des surfaces d'appui pour différentes **conditions posturales**. En effet, de nombreuses études de la littérature ont mis en évidence l'influence des conditions posturales sur la coordination entre posture et mouvement volontaire. Plus précisément, Lino et Bouisset (1994) et Le Bozec et Bouisset (2004) ont montré que la réduction de l'aire de contact avec l'assise augmentait à la fois les ajustements posturaux et le critère de performance, c'est à dire le pic de vitesse ou la force maximale respectivement pour une tâche de pointage ou d'effort de poussée. Notre hypothèse est que l'effet de la réduction de l'aire de contact avec l'assise est rendu possible seulement si le maintien de l'équilibre corporel du sujet le permet, c'est à dire si les ajustements posturaux développés n'engendrent pas de glissement du sujet.

La tâche retenue, pour ce travail, est un **effort de poussée**, désigné aussi sous le terme de **montée de force, isométrique maximal et bref** sur une barre fixe, des deux membres supérieurs, effectué en **posture assise**. Le choix de la posture assise se justifie par le fait qu'elle est une posture très stable. Elle permet de s'affranchir des contraintes du maintien de l'équilibre liées aux limites du polygone de sustentation, ce qui présente l'avantage de dissocier le phénomène de glissement de celui de sa conséquence principale, la chute. La posture assise permet, aussi, de pouvoir distinguer les réactions posturales des masses corporelles prenant appui sur l'assise de celles prenant appui sur le repose-pied. Par ailleurs, le paradigme expérimental choisi présente l'avantage de faire la distinction entre la chaîne focale, la chaîne posturale et les caractéristiques, qualitatives et quantitatives, des surfaces d'appui.

Quatre surfaces d'appui, choisies sur la base de leurs CT, ont été étudiées. Leurs coefficients de frottement statique moyens variaient de 0,13 à 0,59. Un COFs inférieur à 0,6 correspond aux situations rencontrées dans la vie quotidienne. Deux conditions posturales ont été étudiées : assise sur toute la longueur fesses-cuisses et assise sur 40 % de cette longueur. Le polygone de sustentation est inchangé, d'une condition à l'autre.

Pour chaque nouvelle condition expérimentale, des efforts de poussées préliminaires ont été effectués par chacun des sujets afin qu'il se familiarise avec les nouvelles contraintes de la tâche. Cette phase d'apprentissage n'a pas fait l'objet de l'étude.

Pour ce travail, un dispositif de conception original, composé d'un **siège capteur de force** avec repose-pieds auquel était adjoint une **barre dynamométrique**, réalisé au sein du Laboratoire de Physiologie du Mouvement (Lino 1995) a été utilisé. Il présente l'avantage de mesurer les moments (assise et repose-pieds) et les forces de réaction (assise, repose-pieds et barre) résultants au niveau de chacune des structures matérielles en contact avec le sujet. De part la loi de l'action et de la réaction, ces variables renseignent sur l'organisation posturo-cinétique développée par le sujet. Ainsi, une analyse des forces issues de la chaîne focale et de la chaîne posturale a été réalisée. L'originalité de ce dispositif est de permettre une **étude partitive** de la chaîne posturale, c'est à dire de séparer la cinétique de la partie du corps située au-dessus de l'assise de celle des membres inférieurs. D'autre part, cette technique permet d'évaluer directement les forces de réactions mesurées sur le siège, c'est à dire le rapport d'adhérence, par rapport au COFs, autrement dit de mettre en relation les ajustements posturaux aux CT des surfaces d'appui. Les variables ont été mesurées et analysées au cours de deux périodes : 100 ms avant et pendant la montée de force.

Les termes d'organisation posturo-cinétique et de mouvement ont été conservés, dans ce travail, bien que le contexte de l'étude ne se place pas dans le domaine de la dynamique, comme ils le sous-entendent, mais dans celui du 'quasi-statique'. En effet, le sujet repose sur des appuis fixes, assise et repose-pieds, et tient une barre fixe, bras tendus. De ce fait, le déplacement des masses corporelles ne peut se faire que sur une faible distance. Cependant ces termes étant définis et employés dans le domaine dynamique, ils ont été conservés dans ce travail par commodité.

D'autre part, les termes de tâche et de performance ont été utilisés dans ce travail. Dans les publications ergonomiques de langue française, la tâche est une prescription. Ce terme recouvre les objectifs, les procédures, l'environnement physique et les conditions temporelles (Noulin 1992). La performance correspond aux résultats obtenus (Noulin 1992). Dans notre travail, la tâche correspond à l'ensemble défini par l'acte moteur à exécuter, les consignes données et les conditions expérimentales imposées. La performance, quant à elle, est déterminée conformément à l'objectif à réaliser. Elle se chiffre, dans cette tâche d'effort de

poussée isométrique anisotonique, par rapport aux paramètres que sont la durée de la montée de force (brève) et la force exercée sur la barre (maximale).

TECHNIQUE ET PROTOCOLE

L'objectif de ce travail est d'étudier l'incidence des caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui sur la performance et l'organisation des appuis posturaux au cours d'une tâche de montée de force isométrique et maximale. Deux études expérimentales ont été menées. La première est destinée à analyser l'influence des CT des surfaces d'appui dans une même condition posturale. La deuxième permet d'apprécier l'effet associé des CT des surfaces et du changement des conditions posturales.

A cet effet, ce chapitre décrit l'approche expérimentale mise en œuvre dans ces deux études : dispositif expérimental utilisé, protocole employé et variables analysées.

II. 1. POPULATION ETUDIEE

Ce travail expérimental a été effectué chez l'homme adulte sain, exempt de troubles sensorimoteur et musculo-squelettiques. Tous les sujets étaient volontaires et informés des buts de l'étude ainsi que de son déroulement conformément aux lois en vigueur.

Neuf sujets masculins âgés de 25 à 56 ans (âge moyen 38 ± 11 ans) ont participé à la première étude expérimentale. Leur poids variait de 62 à 91 kg (poids moyen 74 ± 10 kg) et leur taille était comprise entre 166 et 190 cm (taille moyenne 176 ± 7 cm).

Six de ces sujets ont collaboré à la deuxième étude expérimentale (âge moyen 40 ± 12 ans, poids moyen 76 ± 9 kg, taille moyenne 174 ± 9 cm).

En annexe 1 se trouve le tableau récapitulatif des caractéristiques de chacun des sujets ayant participé à ces deux études : poids, taille et âge.

II. 2. TECHNIQUE

Pour ce travail, nous avons eu recours à un siège capteur de force de réalisation originale auquel était adjoint, dans un même cadre de structure rigide, une barre dynamométrique (figure 2.1). Ce dispositif expérimental permet de mesurer les forces de réaction et /ou les moments au niveau de chacune des structures matérielles en contact avec le sujet (assise, repose-pieds et barre).

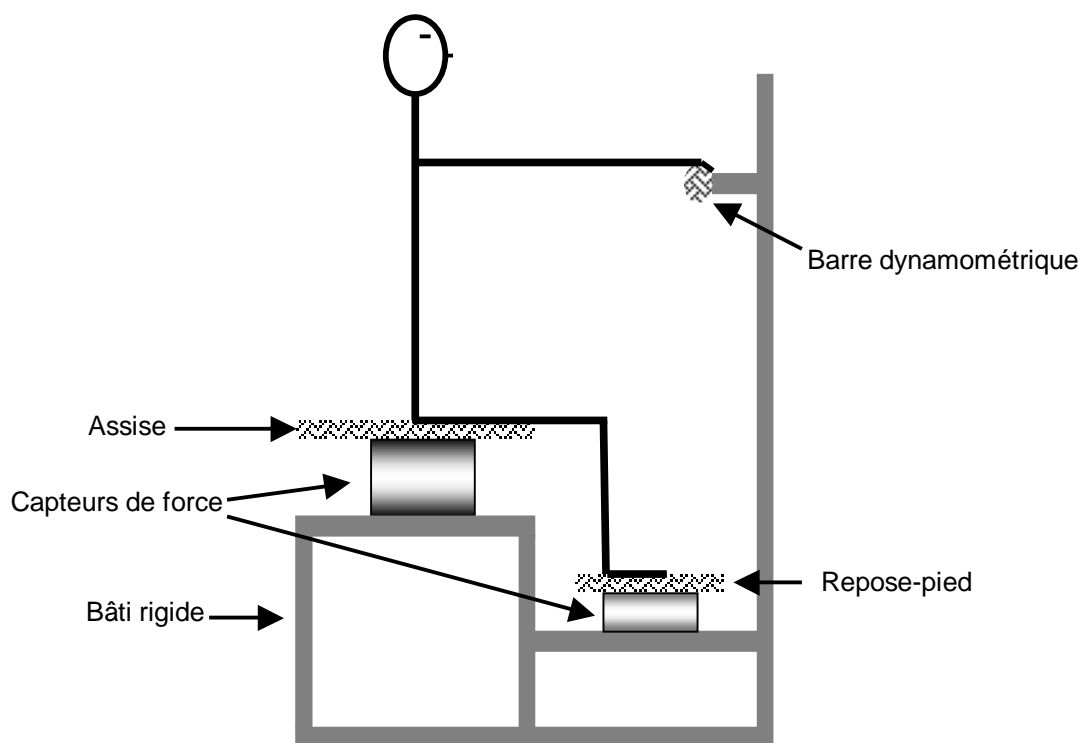


Figure 2.1 : Schéma technique de l'ensemble du dispositif expérimental

II. 2. 1. SIEGE CAPTEUR DE FORCE

Le siège capteur de force est composé de trois plate-formes de force situées au niveau de l'assise et des repose-pieds. Chacune possède six capteurs dynamométriques, destinés à mesurer les composantes des forces et des couples présents à leur face supérieure (3 composantes de force et 3 composantes de couple). La plate-forme assise est de type PX1000 et celle de chacun des repose-pieds est de type EX6000. Ce siège a été spécialement conçu pour ce type d'étude, il a été réalisé avec le concours de la société GITECH Robotique (Giat

Industries). Il a été utilisé pour des expérimentations antérieures (Bouisset et al. 2002, Le Bozec et Bouisset 2004, Lino 1995, Ribreau et al. 2001), et avait fait l'objet de tests approfondis au sein du laboratoire de Physiologie du Mouvement (Lino 1995).

Les six capteurs dynamométriques, équipés de jauge de déformation, sont disposés suivant une architecture triangulée. La mesure de chaque composante d'effort s'obtient par une combinaison linéaire de six calculs issus de la déformation des corps d'épreuve. Les 36 coefficients nécessaires au calcul des six composantes d'effort sont fournis avec chaque plate-forme. Ils sont spécifiques de chaque plate-forme. Ils ont été établis par étalonnage, identification par la méthode des moindres carrés, sur un banc d'essai de précision.

Le torseur des efforts exercés sur chaque plate-forme ($T[6, 1]$) résulte de la multiplication de la matrice d'identification ($M[6, 6]$), livrée avec chaque plate-forme, et d'un vecteur ($P[6, 1]$) correspondant aux micro-déformations produites sur les six corps d'épreuve composant chaque plate-forme de force. Le calcul des six composantes du torseur s'effectue dans le repère de référence de chaque plate-forme.

Le torseur s'exprime par l'équation matricielle suivante : $P * M = T$.

$$\begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ P_4 \\ P_5 \\ P_6 \end{bmatrix} \left. \vphantom{\begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ P_4 \\ P_5 \\ P_6 \end{bmatrix}} \right\} \text{Volt} * \begin{bmatrix} M_{1,1} & \dots & M_{1,6} \\ K & \dots & K \\ K & \dots & K \\ K & \dots & K \\ M_{6,1} & \dots & M_{6,6} \end{bmatrix} \begin{matrix} \text{daN/V} \\ \text{daN.m/V} \end{matrix} = \begin{bmatrix} R_x \\ R_y \\ R_z \\ M_{ox} \\ M_{oy} \\ M_{oz} \end{bmatrix} \begin{matrix} \text{daN} \\ \text{daN.m} \end{matrix}$$

P_1 à P_6 correspondent aux micro-déformations produites sur les six corps d'épreuves, ils sont exprimés en Volt.

$M_{1,1}$ à $M_{6,6}$ correspondent aux 36 coefficients de la matrice, ils sont exprimés en daN/V pour les efforts et en daN.m/V pour les couples.

R_x , R_y et R_z correspondent aux composantes antéro-postérieure, latérale et verticale de la résultante des forces de réaction, elles sont exprimées en daN.

M_{ox} , M_{oy} et M_{oz} correspondent aux composantes antéro-postérieure, latérale et verticale du moment résultant des forces de réaction par rapport à l'origine (O) du repère de la plate-forme considérée, ils sont exprimés en daN.m.

Le calcul de la matrice doit être réalisé pour chacune des plate-formes de force.

Une électronique de conditionnement de type RX60BA est située à proximité de chaque capteur. Elle permet d'amplifier les signaux de déformation des jauges et de transformer ces signaux analogiques amplifiés dans une dynamique de ± 10 volts sous une très faible impédance. Chaque électronique comporte six amplificateurs différentiels et une unité d'excitation des ponts de jauge. La bande passante est de 10 Hz, les tensions d'excitation des ponts sont de 12 Volts pour les repose-pieds et de 8,3 Volts pour l'assise.

L'ensemble du siège repose sur le sol par l'intermédiaire de quatre vis permettant un réglage de l'horizontalité. La structure supportant les repose-pieds peut être réglée en hauteur, de 300 à 700 mm en dessous de la plate-forme assise, et en profondeur, de 0 à 450 mm par rapport au bord antérieur de l'assise, en fonction des mesures anthropométriques du sujet.

Le tout est solidarisé par une structure rigide (figure 2.2)

L'étendue des mesures est différente suivant les plate-formes et les variables enregistrées. Pour la plate-forme de l'assise, elle est de 0 à 720 N pour R_x , de 0 à 790 N pour R_y , de 0 à 3800 N pour R_z , de 0 à 380 N.m pour M_x , de 0 à 440 N.m pour M_y et de 0 à 290 N.m pour M_z . Pour les plate-formes des repose-pieds, elle est de 0 à 360 N pour R_x et R_y , de 0 à 610 N pour R_z , de 0 à 21 N.m pour M_x et M_y et de 0 à 50 N.m pour M_z . L'identification des capteurs amène une précision de 1% de l'étendue de mesure. Les zéros des capteurs sont vérifiés avant chaque série d'essais.

Les calculs des coordonnées du centre des pressions pour une plate-forme quelconque, des forces de réaction et des coordonnées du centre des pressions pour les repose-pieds et des forces de réaction et des coordonnées du centre des pressions pour l'ensemble des trois plate-formes sont développés en annexe 2, ainsi que les repères dans lesquels ont été effectués ces calculs, pour chaque plate-forme et chaque groupement de plate-formes. Ces calculs proviennent du travail effectué par Lino (1995).

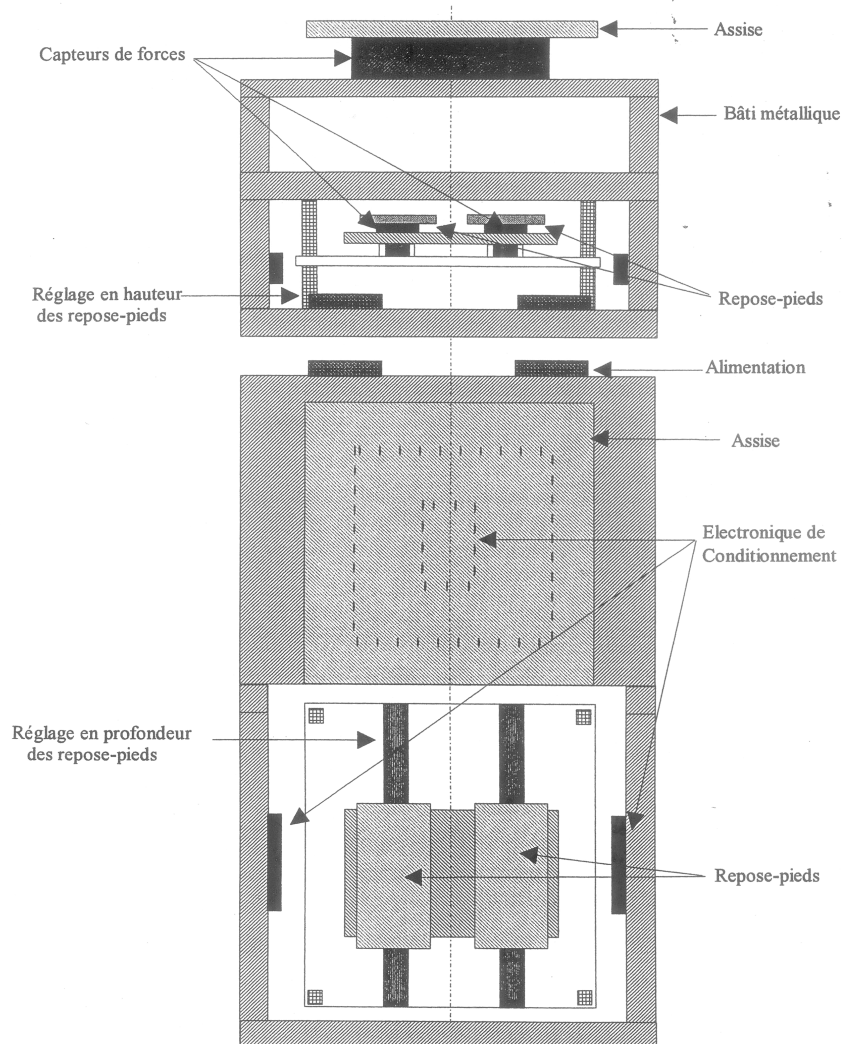


Figure 2.2 : Schéma technique du siège capteur de force

Ce siège est constitué d'une assise et de repose-pieds solidarisés par un bâti rigide. Les repose-pieds sont réglables en hauteur et en profondeur. En haut : vue de devant ; en bas : vue de dessus. (D'après Lino 1995)

II. 2. 2. BARRE DYNAMOMETRIQUE

La barre dynamométrique est constituée de deux jauges de contraintes, gauche et droite, permettant de mesurer les forces de réaction le long de l'axe antéro-postérieur. Leur gamme de mesure est de 1000 N. La somme de ces deux forces de réaction correspond à la force instantanée, \vec{F}_x , exercée par le sujet sur la barre.

Dans la deuxième série expérimentale, a été adjoint à cette barre dynamométrique initiale, en parallèle, un capteur dynamométrique tri axe Kissler de type 9272 (figure 2.3). Il se compose d'un capteur piézoélectrique permettant de mesurer les trois composantes orthogonales d'une force. Leur gamme était de -5000 à 5000 N et l'erreur de mesure était de $\pm 4\%$. Chaque composante est associée à un amplificateur de charge qui transforme le signal de charge du dynamomètre en tension de sortie proportionnelle à la force appliquée. La plaque supérieure du capteur dynamométrique Kissler possède huit taraudages borgnes ce qui a permis la fixation de la barre dynamométrique initiale. Avant chaque force appliquée, la remise à zéro a été effectuée. Ce capteur permet de mesurer les forces de réaction \vec{F}_x , \vec{F}_y et \vec{F}_z de la barre dynamométrique.

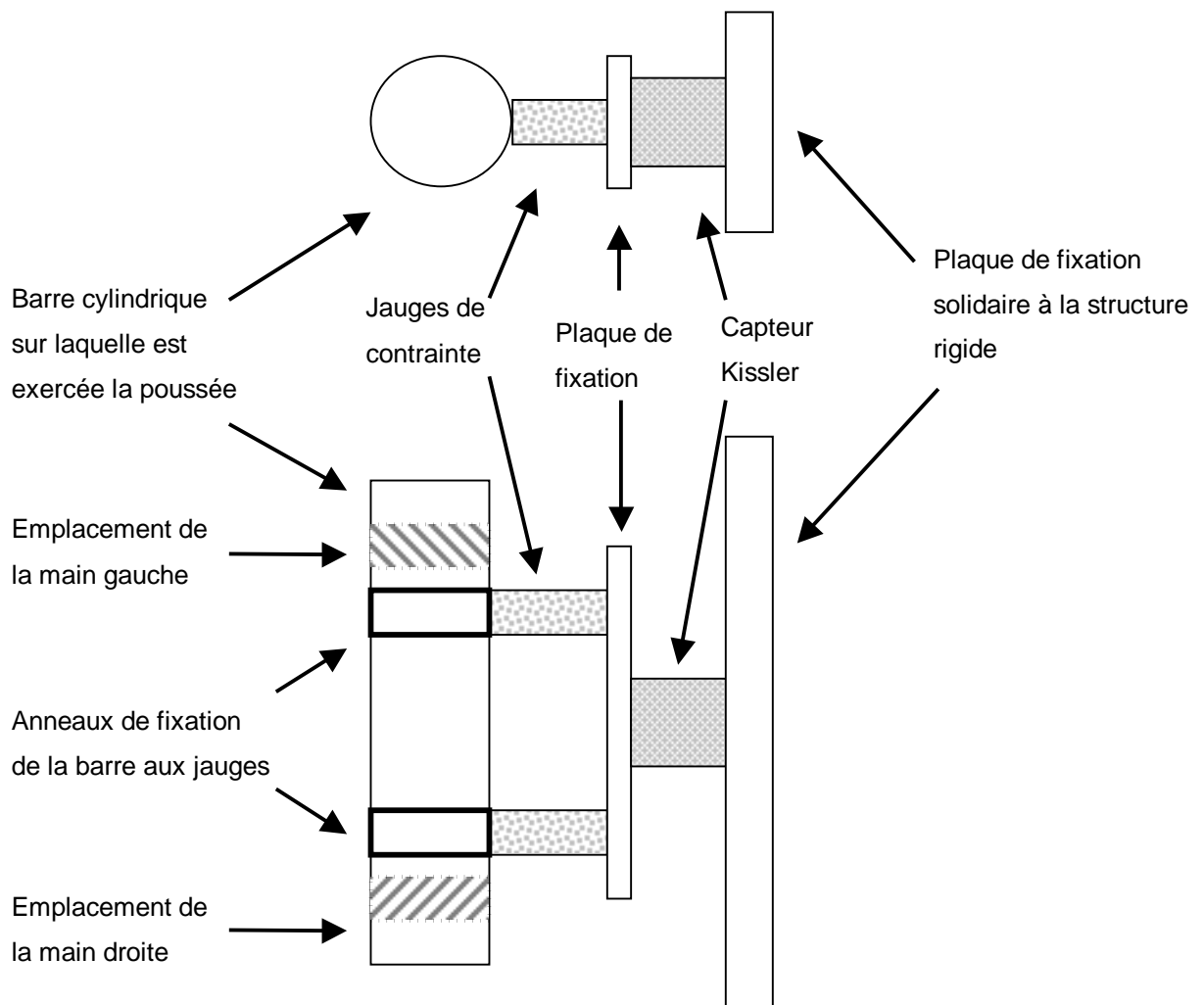


Figure 2.3 : Schéma technique de l'ensemble de la barre dynamométrique

La barre représentée correspond à celle utilisée dans la deuxième série expérimentale. Elle est composée de deux jauges de contraintes mono axe et d'un capteur Kissler tri-axes. La barre utilisée dans la première série expérimentale ne comprenait que les jauges de contraintes. La plaque de fixation solidaire à la structure rigide est réglable en hauteur et en profondeur. En haut : vue de profil ; en bas : vue de dessus.

La barre, sur laquelle la poussée est exercée, est en aluminium.

Les variables issues du siège capteur de force et de la barre dynamométrique permettent de calculer la position du centre de gravité (CG). Ces calculs sont développés dans l'annexe 2.

II. 2. 2. CHAÎNE D'ACQUISITION

La chaîne de mesure comprenait successivement le siège capteur de force et la barre dynamométrique assortis de leur électronique de conditionnement, d'une carte d'acquisition analogique-numérique (AT-MOI-64F-5 de National Instrument) et d'un micro-ordinateur de type PC.

Dans la première étude expérimentale 21 voies ont été enregistrées et 24 voies dans la seconde, c'est à dire 6 pour chacune des trois plate-formes de force, 2 ou 5 pour la barre dynamométrique et 1 correspondant à une diode lumineuse. La fréquence d'échantillonnage était de 500 Hz. La durée d'acquisition était de 2,5 secondes. Le déclenchement de l'acquisition était réalisé manuellement par l'expérimentateur, en appuyant sur une touche du clavier de l'ordinateur.

II. 2. 3. SURFACES D'APPUI

Sur chacune des plate-formes de force a été fixée différentes surfaces d'appui. Quatre surfaces ont été étudiées, elles ont été choisies sur la base de leurs CT :

- Û Carrelage : modèle Mocarbo® rêche de chez Agrob Buchtal. Il est composé de grès cérame pressé avec grains de carbure de silice en surface.
- Û Isorel rugueux } panneau de fibres de bois
- Û Isorel lisse } Il présente une face rugueuse et une face lisse
- Û Téflon® appartient à la famille des fluoropolymères, marque déposée Dupont de Nemours.

Ces quatre surfaces étaient caractérisées par leur coefficient de frottement statique (COFs) mesuré entre la surface et un échantillon du tissu composant le vêtement porté par les sujets. Ces derniers ont tous revêtu un caleçon et des chaussettes en polyester-élasthanne de modèle identique provenant du même fabricant.

Le COFs a été mesuré à l'aide du Floor Slide Control 2000 (Chang et al. 2001). Cet appareil est destiné à mesurer les coefficients de frottement statique et dynamique des sols in situ. Il possède un patin de 2,5cm² sur lequel est fixé un échantillon du vêtement. La charge verticale sur le patin est de 2,4 daN. La pression du patin sur la surface à mesurer est de 1daN/cm². La vitesse de déplacement de l'appareil est de 20 cm/s.

Pour effectuer la mesure, l'appareil était posé sur la surface et le patin était tiré sur une distance de 5 cm. Le COFs est mesuré au moment où le patin commence à se déplacer. Pour chacune des quatre surfaces, quatre mesures ont été réalisées à des endroits différents. Leur COFs correspond à la moyenne des quatre essais. (Une autre méthode de mesure des coefficients de frottement statique a été effectuée, elle est présentée en annexe 3).

<i>Surfaces</i>	<i>COFs</i>
Carrelage (C)	0,59 ± 0,02
Isorel Rugueux (IR)	0,42 ± 0,02
Isorel Lisse (IL)	0,19 ± 0,00
Téflon (T)	0,13 ± 0,02

Tableau 2.1 : Moyennes ± écart-type des coefficients de frottement statique des quatre surfaces

La comparaison des moyennes des coefficients de frottement statique par ANOVA met en évidence une différence statistiquement significative entre les surfaces ($F(3, 12)=841,3$ $p<0,001$). Le test LSD de Fisher montre que les moyennes des coefficients de frottement statique des quatre surfaces sont significativement différentes l'une de l'autre ($p<0,05$).

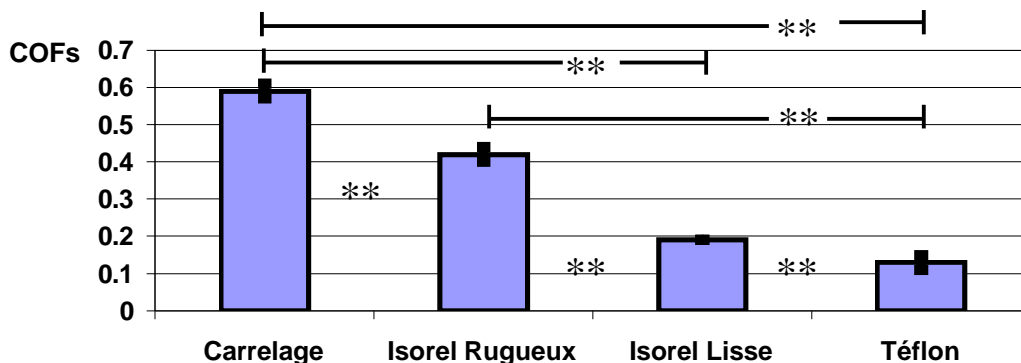


Figure 2.4. : Comparaison des coefficients de frottement statique des surfaces deux à deux.

*Moyenne et écart type des coefficients de frottement statique. ** correspond à $p<0,05$.*

Puisque seules les surfaces d'appui changent, le vêtement considéré étant toujours le même, le COFs est, ainsi, le reflet des CT des surfaces. Plus le COFs est élevé, moins la surface est glissante.

II. 3. PROTOCOLE

Le protocole employé consistait à exercer une montée de force en posture assise. La consigne donnée au sujet était d'effectuer une poussée maximale isométrique sur la barre dynamométrique, symétriquement des deux mains, le plus vite possible, et de maintenir la poussée quelques secondes. Les pieds du sujet devaient rester en contact avec les repose-pieds et les membres supérieurs devaient être maintenus tendus.

Le sujet était assis sur le siège capteur de force, les mains sur la barre. Il lui était demandé d'adopter une posture assise « redressée ». Le tronc et la tête étaient maintenus droits dans l'axe vertical. Le sujet était invité à regarder une diode lumineuse placée devant lui. Les cuisses étaient horizontales. Les angles tronc-cuisses, cuisses-jambes et jambes-pieds étaient à 90°. Les membres supérieurs étaient tendus dans un plan para-sagittal, formant un angle de 90° avec le tronc. Les mains se trouvaient à hauteur d'épaule, en pronation, tenant, sans exercer de forces, la barre à pleines mains. La préhension de la barre était de type prise en anneau, selon la classification de Taylor (1954). Le sujet recevait l'instruction de maintenir l'articulation du poignet en position neutre. La barre était placée en zone limite d'atteinte du sujet. Les repose-pieds et la barre étaient réglés en hauteur et en profondeur en fonction des caractéristiques anthropométriques du sujet. Avant chaque poussée, cette posture standardisée était vérifiée par l'expérimentateur.

Le sujet était placé dans une situation de temps de réaction simple. Un signal sonore préparatoire était délivré, suivi, dans un délai variable, par un signal d'exécution lumineux, qui indiquait au sujet que la poussée devait être effectuée. L'acquisition débutait toujours avant le signal d'exécution et se poursuivait environ une seconde après la montée de force. Afin de réduire le bruitage des signaux lié au mouvement respiratoire, il était demandé au sujet de se mettre en apnée dès le signal sonore préparatoire.

Deux études expérimentales ont été réalisées.

La première consistait à caractériser la performance et l'organisation posturo-cinétique durant la réalisation de l'acte moteur en fonction des CT des surfaces d'appui dans une condition posturale unique. Le sujet était en contact avec l'assise sur toute la longueur fesses-cuisses. L'ordre de présentation des surfaces était randomisé pour chacun des sujets. Pour une poussée, la même surface recouvrait les trois plate-formes de force. Dans cette première étude, quatre conditions expérimentales ont été analysées, elles correspondent aux différentes CT des surfaces d'appui.

La deuxième avait pour objectifs d'apprécier l'effet des CT des surfaces d'appui selon deux conditions posturales. Seules les deux surfaces présentant les CT les plus éloignées ont été considérées, carrelage et téflon. Deux conditions d'appui avec l'assise ont été comparées : assise sur toute la longueur fesses-cuisses (assise 100%) et assise sur 40% de cette longueur (assise 40%) (figure 2.5). Ce pourcentage a pour référence la longueur « bord postérieur des fesses-creux poplités ». Ces deux conditions d'appui présentent un polygone de sustentation identique, seule l'aire de contact avec l'assise varie. La modification soit de la condition posturale, soit des CT des surfaces d'appui correspond à une condition expérimentale. Ainsi, dans cette deuxième étude, quatre conditions expérimentales ont été étudiées (deux aires de contact avec l'assise X deux surfaces présentant des CT différentes).

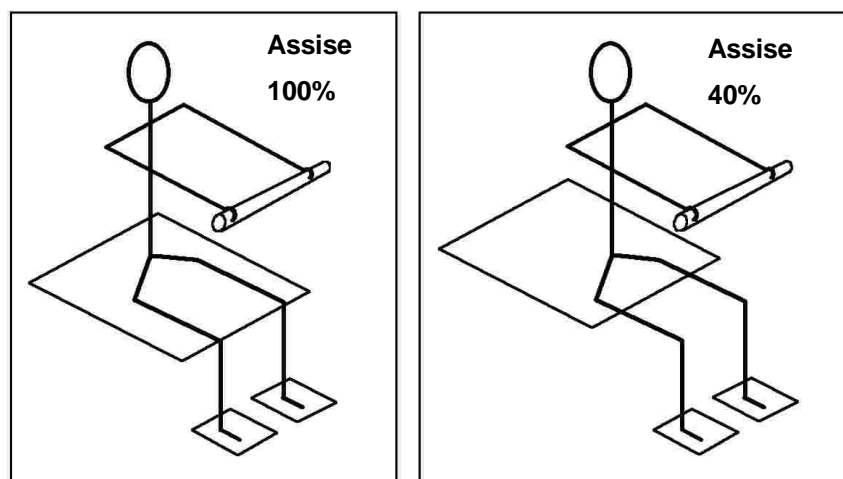


Figure 2.5 : Schéma des deux conditions posturales étudiées
A gauche : assise sur toute la longueur fesses-cuisses = assise 100%
A droite : assise sur 40% de la longueur fesses-cuisses = assise 40 %

Pour chaque nouvelle condition expérimentale, c'est à dire lors du changement soit des CT des surfaces d'appui soit de l'aire de contact avec l'assise, il était demandé au sujet d'effectuer cinq efforts de poussées préliminaires afin qu'il se familiarise avec les conditions d'exécution de la tâche. Ensuite dix poussées étaient réalisées. Seules les cinq les plus représentatives de la consigne donnée étaient retenues ; elles devaient présenter une montée de force monotone continue et être effectuées le plus rapidement possible. Un temps de repos d'une minute entre chaque poussée et de quinze minutes entre chaque nouvelle condition expérimentale était aménagé afin de prévenir les risques de fatigue.

II. 4. ANALYSE DES SIGNAUX

Les signaux ont été traités à l'aide du logiciel Matlab (Version 6.1.0.450 Release 12.1). Il permet de transformer les données brutes instantanées issues des trois plate-formes en leur torseur correspondant, de calculer les coordonnées instantanées du centre des pressions ainsi que le déplacement du centre de gravité. Ce logiciel permet la visualisation de chacun des signaux enregistrés, de pointer des événements précis grâce à la dilatation des échelles de temps et d'effectuer un traitement automatique.

Les paramètres étudiés sont mesurés et / ou calculés à partir des variables enregistrées sur les plate-formes de force et la barre dynamométrique.

La poussée s'effectuant symétriquement des deux mains dans le plan sagittal, seules les variables mesurées le long des axes vertical et antéro-postérieur ont été considérées. Les deux plate-formes placées sous les pieds ont été étudiées ensemble et nommées plate-forme repose-pied. L'analyse des variables, enregistrées sur le siège capteur de force, a été effectuée de manière partitive, séparément au niveau de l'assise et au niveau du repose-pied, puis de manière globale, c'est à dire pour l'ensemble de ces trois plate-formes.

Au total, onze signaux ont été considérés :

- ü R_{xs} , R_{zs} et X_{ps} , ils correspondent respectivement aux composantes antéro-postérieure (R_{xs}) et verticale (R_{zs}) de la résultante des forces et au coordonnée du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (X_{ps}) mesurés au niveau de la plate-forme assise.
- ü R_{xf} , R_{zf} et X_{pf} , ils correspondent respectivement aux composantes antéro-postérieure (R_{xf}) et verticale (R_{zf}) de la résultante des forces et au coordonnée du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (X_{pf}) mesuré au niveau de la plate-forme repose-pied.
- ü R_x , R_z et X_p , ils correspondent respectivement aux composantes antéro-postérieure (R_x) et verticale (R_z) de la résultante des forces et au coordonnée du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (X_p) calculé pour l'ensemble des trois plate-formes.
- ü F_x et F_z , ils correspondent aux composantes antéro-postérieure (F_x) et verticale (F_z) de la résultante des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique.

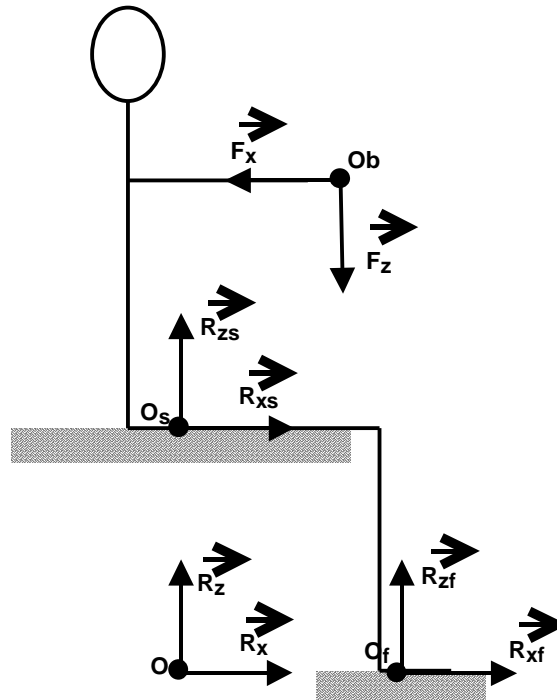


Figure 2.6 : Diagramme des forces de réactions

Diagramme des forces de réactions mesurées lorsque le sujet exerce une poussée sur la barre, au niveau de la barre (F_x et F_z), du repose-pied (R_{xf} et R_{zf}), de l'assise (R_{xs} et R_{zs}) et de l'ensemble des trois plate-formes (R_x et R_z). O, O_s , O_f , O_b correspondent à l'origine des repères respectivement pour l'ensemble des trois plates-formes, de l'assise, du repose-pied et de la barre.

A partir de ces signaux, dix autres paramètres ont été calculés :

- Û Le rapport d'adhérence (RA), qui est le rapport à l'instant T des forces tangentielles sur la force normale. RA assise (R_{xs}/R_{zs}), RA pieds (R_{xf}/R_{zf}) et RA global (R_x/R_z) correspondent respectivement aux rapport d'adhérence des plate-formes assise, repose-pied et de l'ensemble des trois plate-formes,
- Û Le risque de glissement (RG), qui est le rapport entre le rapport d'adhérence et le COFs mesuré entre la surface et le vêtement. RG assise, RG pieds et RG global correspondent respectivement aux risques de glissement calculés sur les plate-formes assise, repose-pied et l'ensemble des trois plate-formes,
- Û Le déplacement du centre de gravité du corps.

La montée de force est définie par une ascension monotone et continue de la force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique le long de l'axe antéro-postérieur (F_x). Le début (T_0) et la fin de la montée de force sont déterminés à partir de ce tracé. Ils correspondent respectivement au moment où débute l'ascension de F_x et au pic qui suit cette montée. C'est à partir de T_0 que sont datés tous les phénomènes dynamiques (figure 2.7). T_0 est précédé d'un sous-décalage descendant du tracé appelé cupule.

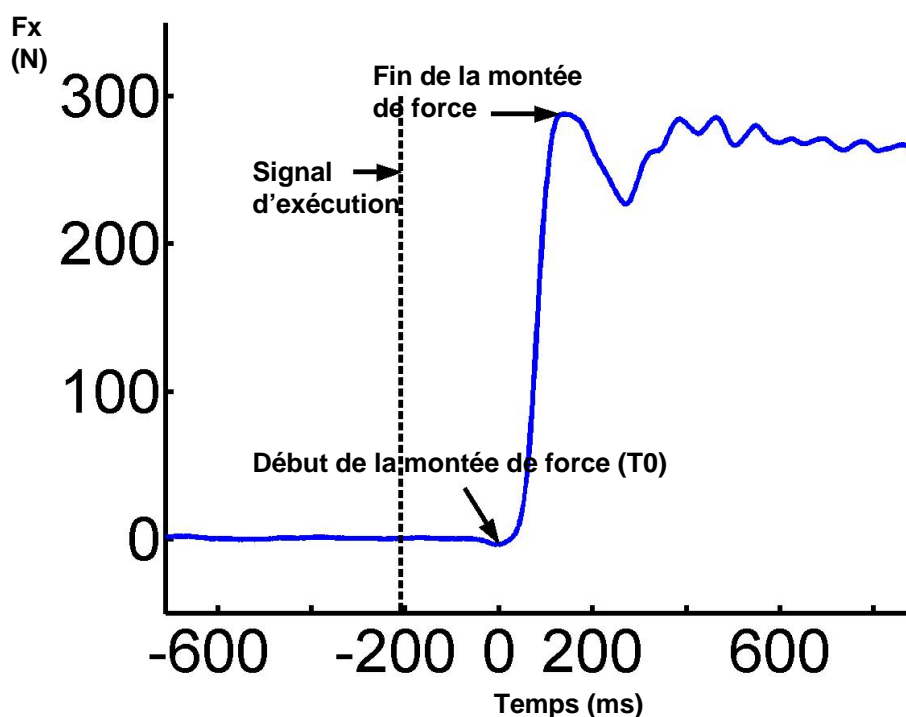


Figure 2.7 : Tracé de la force de réaction de la barre dynamométrique le long de l'axe antéro-postérieur, F_x
A partir de ce tracé est déterminé le début (T_0) et la fin de la montée de force. Tracé pour un sujet et une poussée.

L'analyse a été effectuée au cours de quatre périodes distinctes : celle contemporaine de la montée de force, celle qui la précède de 100 ms (APA), 100 ms avant le signal d'exécution (valeurs initiales) et 300 ms après la montée de force (valeurs finales) (figures 2.8, 2.9, 2.10, 2.11 et 2.12). La moyenne des valeurs initiales et valeurs finales permet de déterminer respectivement la posture initiale et la posture finale du sujet.

Les variables suivantes provenant des signaux enregistrés ou calculés ont été relevées :

- Û La durée et l'amplitude maximale de la montée de force (figure 2.8),
- Û Les amplitudes maximales de F_z , R_{xs} , R_{zs} , X_{ps} , R_{xf} , R_{zf} , X_{pf} , R_x , R_z et X_p contemporaines de la montée de force, c'est à dire obtenues avant la fin de la montée de force (figure 2.9),
- Û Les amplitudes maximales des ajustements posturaux anticipateurs (APA) mesurées au niveau de R_{xs} , R_{zs} , X_{ps} , R_{xf} , R_{zf} , X_{pf} , R_x , R_z et X_p (figure 2.10),
- Û Les durées des APA mesurées au niveau de R_{xs} , R_{zs} , X_{ps} , R_{xf} , R_{zf} , X_{pf} , R_x , R_z et X_p (figures 2.9 et 2.10),
- Û Les amplitudes maximales de RA assise, RA pieds, RA global, RG assise, RG pieds et RG global contemporaines de la montée de force (figure 2.9),
- Û Les valeurs initiales de F_x , F_z , R_{xs} , R_{zs} , X_{ps} , R_{xf} , R_{zf} , X_{pf} , R_z , X_p , M_{px} et M_{py} correspondent à la moyenne des valeurs mesurées pendant la période de 100 ms précédant le signal d'exécution (figures 2.8 et 2.9),
- Û Les valeurs finales de F_x , F_z , R_{xs} , R_{zs} , R_{xf} et R_{zf} correspondent à la moyenne des valeurs mesurées, pendant 100 ms, 300 ms après la fin de la montée de force (figures 2.8 et 2.9),
- Û L'amplitude maximale du déplacement vers l'avant, contemporaine de la montée de force, du centre de gravité le long de l'axe antéro-postérieur et son déplacement final à la date de fin de la montée de force (figure 2.12),
- Û La durée de la cupule de F_x (figure 2.11).

L'ensemble de ces variables est issu des réactions du dispositif expérimental lesquelles résultent de l'activité du sujet. Toutefois, il n'est pas la mesure 'directe' de l'activité du sujet. Néanmoins, de part la loi de l'action et de la réaction, la force de réaction F_x est égale et de sens opposé à la force que le sujet exerce sur la barre. De façon similaire, les variables mesurées, et ou calculées, provenant des plate-formes renseignent sur l'activité posturo-cinétique du sujet.

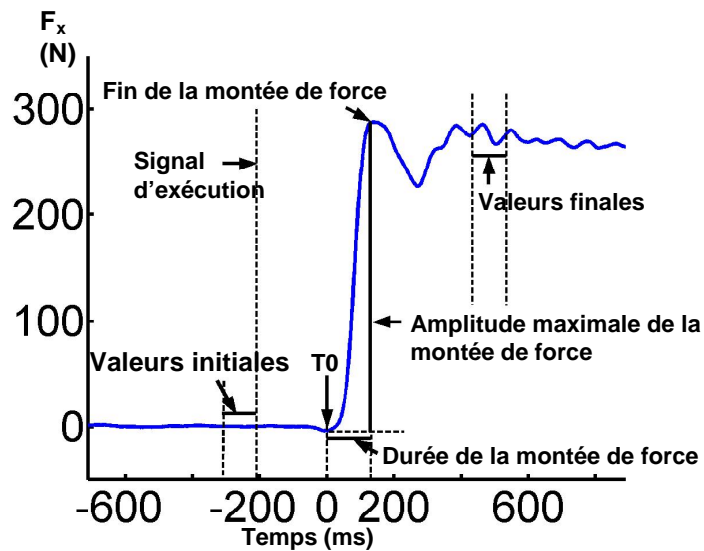


Figure 2.8 : Variables analysées à partir du tracé de la force de réaction F_x (1)

Les variables analysées à partir de ce tracé sont la durée de la montée de force, l'amplitude maximale de la montée de force, la moyenne des valeurs initiales et finales définissant respectivement la posture initiale et la posture finale pour F_x . (La durée de la cupule de F_x est schématisée figure 2.11). Tracé pour un sujet et un essai.

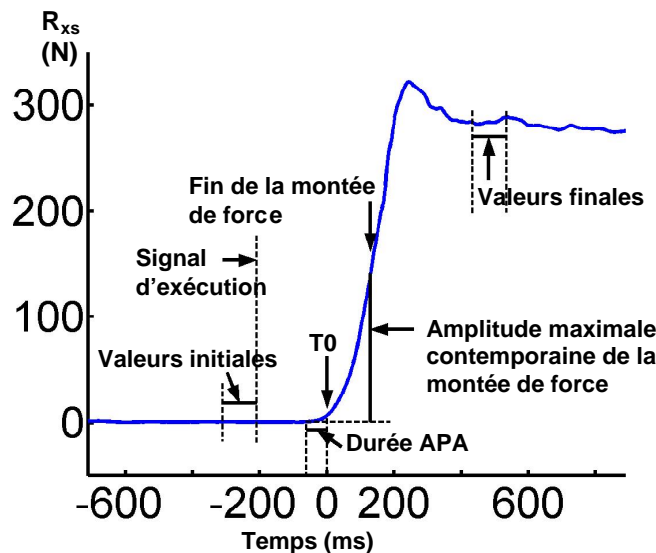


Figure 2.9 : Variables analysées à partir d'un tracé d'un signal dynamique (1), exemple de R_{xs}

Les variables analysées à partir des tracés dynamiques, autre que F_x , sont, pour la période précédant le début de la montée de force (APA) la durée et l'amplitude (voir figure 2.10), pour la période contemporaine de la montée de force l'amplitude maximale et les postures initiale et finale correspondant à la moyenne des valeurs initiales et finales.

Tracé de R_{xs} pour un sujet et un essai.

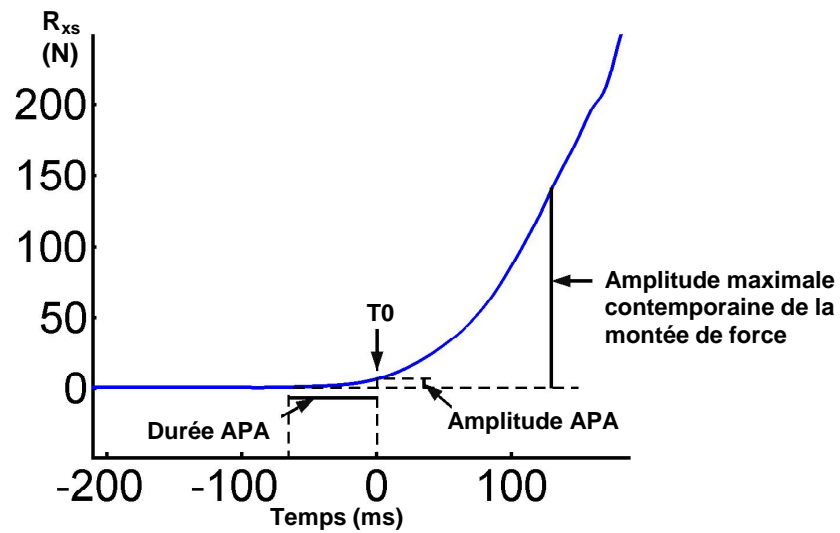


Figure 2.10 : Variables analysées à partir d'un tracé d'un signal dynamique (2), exemple de R_{xs}
 Tracé de R_{xs} agrandi, pour un sujet et une poussée, présentant les variables analysées au cours de la période précédant le début de la montée de force (APA), durée et amplitude, et au cours de la période contemporaine de la montée de force l'amplitude maximale.

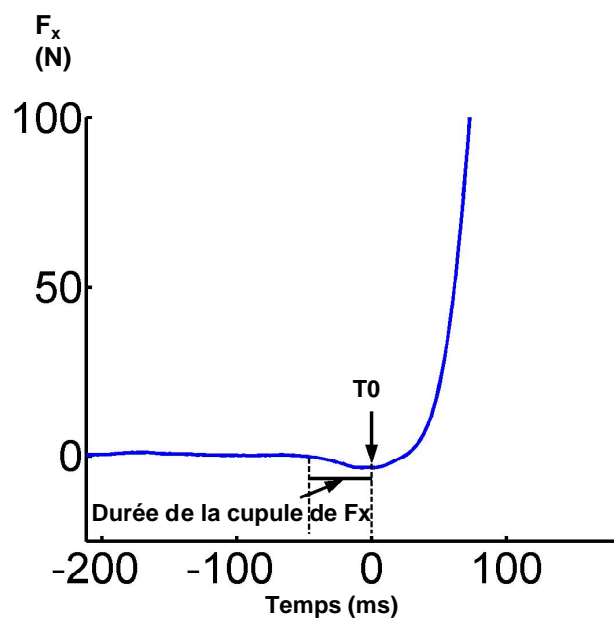


Figure 2.11 : Variable analysée à partir du tracé de la force de réaction F_x (2)
 Tracé de F_x agrandi pour un sujet et une poussée. La variable analysée présentée sur ce tracé est la durée de la cupule de F_x . Elle correspond à la durée entre le début de la cupule de F_x et T_0 .

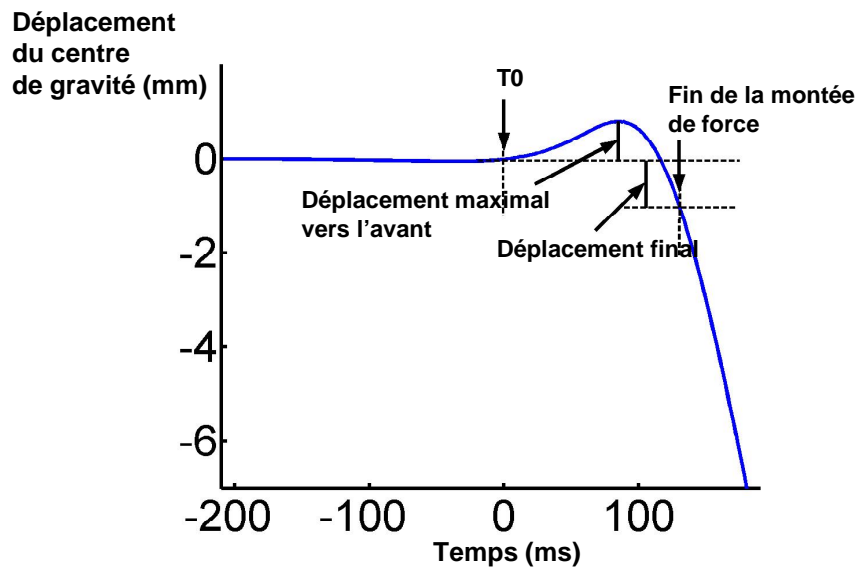


Figure 2.12 : Variables analysées à partir du tracé du déplacement du centre de gravité
 Les variables analysées présentées sur ce tracé sont le déplacement maximal vers l'avant et le déplacement final du centre de gravité. Tracé pour un sujet et un es sai.

II. 5. TRAITEMENT STATISTIQUE

Les traitements statistiques ont d'abord consisté à calculer les moyennes et les écart-types pour l'ensemble des sujets dans chacune des conditions expérimentales, c'est à dire en fonction des CT des surfaces d'appui pour la première étude expérimentale et en fonction CT des surfaces d'appui et de l'aire de contact avec l'assise pour la seconde.

Pour la première étude expérimentale, la comparaison des variables pour chacune des surfaces, présentant des CT différentes, a été réalisée grâce à une analyse de variance (ANOVA) testée par rapport à l'interaction 'sujet*surface'. Si cette analyse était significative ($p < 0,05$), elle était suivie d'un test post hoc de Fisher permettant de distinguer les moyennes des variables significativement différentes l'une de l'autre.

Dans la deuxième étude expérimentale, deux types d'ANOVA ont été effectués. Le premier, testé par rapport à l'interaction 'sujet*surface' permettait d'observer l'effet des deux CT des surfaces pour chacune des deux conditions posturales. La deuxième, testée par rapport à

l'interaction 'sujet*condition posturale', montrait l'influence des aires de contact avec l'assise pour une même surface.

Dans ces deux séries expérimentales, la variable 'sujet' a été considérée comme un facteur aléatoire.

Le traitement statistique a été effectué avec le logiciel Statgraphics plus version 5.1.

Les tests étaient considérés comme significatif à partir d'une valeur de $p < 0,05$, très significatif à $p < 0,01$ et hautement significatif à $p < 0,001$.

Pour une facilité de lecture les résultats du test LSD de Fisher ont été mis sous la forme '=' ou '>' ou encore '<'. '>' ou '<' indiquent, pour la variable étudiée, que les surfaces d'appui sont significativement différentes l'une de l'autre et '=' signale que les deux surfaces ne présentent pas de différence statistique.

RESULTATS

Ce chapitre se divise en deux parties, conformément aux études expérimentales qui ont été menées. En premier lieu, l'incidence des caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui, sur la performance et l'organisation des appuis posturaux, est envisagée. Ensuite, l'effet de l'aire de contact avec l'assise associé à celui des CT des surfaces d'appui est considéré.

III.1. INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI SUR LA PERFORMANCE ET L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE

Cette première étude a été abordée suivant cinq points. Tout d'abord la posture initiale et la posture finale ont été considérées. Ensuite, l'effet des CT des surfaces d'appui a été analysé sur :

- Û la performance,
- Û l'organisation posturo-cinétique avant et pendant la montée de force,
- Û l'évolution des coefficients d'adhérence et des risques de glissement,
- Û le déplacement du centre de gravité du corps.

L'étude a été effectuée dans la condition posturale assise 100%.

III.1.1. POSTURE INITIALE ET POSTURE FINALE

Cette première analyse permet de vérifier la cohérence des mesures au sein du dispositif expérimental utilisé, le siège capteur de force et la barre dynamométrique, et de déterminer la posture initiale adoptée par le sujet.

D'après les lois de la mécanique newtonienne, en statique, la somme des forces externes au système est nulle ($\sum \vec{F}_e = \vec{0}$). Puisque le sujet se trouve en équilibre statique, avant le début de la montée de force, c'est à dire en posture initiale, et lors du maintien de la poussée, en posture finale, la somme des forces de réaction, le long de l'axe antéro-postérieur et de l'axe vertical, doit être nulle à ces deux moments.

Les variables mesurées, pour valider la cohérence des mesures par rapport à la loi de Newton, sont les forces de réaction le long de l'axe antéro-postérieur des plate-formes assise (R_{xs}) et repose-pied (R_{xf}) ainsi que de la barre dynamométrique (F_x). Afin de déterminer la posture initiale, les forces de réaction le long de l'axe vertical (R_{zs} , R_{zf} et R_z), les positions des centres des pressions (X_{ps} , X_{pf} et X_p) ainsi que les moments d'axes antéro-postérieur et latéral par rapport à la position du centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes (M_{px} et M_{py}) ont été considérés.

Posture initiale

La posture initiale adoptée par le sujet est quantifiée par la moyenne des valeurs des tracés cinétiques relevées sur une période de 100 ms précédant le signal d'exécution (voir figures 2.8 et 2.9).

	F_x (N)	R_{xs} (N)	R_{xf} (N)
Carrelage	3,8 (\pm 8,0)	4,6 (\pm 9,9)	5,4 (\pm 3,7)
Isorel rugueux	9,0 (\pm 8,0)	4,5 (\pm 8,0)	4,9 (\pm 4,6)
Isorel lisse	6,6 (\pm 9,7)	4,2 (\pm 9,5)	5,4 (\pm 2,9)
Téflon	8,3 (\pm 5,0)	7,6 (\pm 9,8)	6,2 (\pm 3,2)

	R_{zs} (N)	R_{zf} (N)
Carrelage	624,5 (\pm 99,3)	124,5 (\pm 16,9)
Isorel rugueux	618,4 (\pm 102,1)	121,8 (\pm 29,3)
Isorel lisse	620,3 (\pm 87,6)	120,2 (\pm 24,8)
Téflon	624,6 (\pm 106,6)	117,6 (\pm 28,1)

	X_{ps} (mm)	X_{pf} (mm)	X_p (mm)	M_{py} (N.m)	M_{px} (N.m)
Carrelage	33,8 (\pm 18,1)	-6,7 (\pm 14,4)	102,2 (\pm 30,0)	$6,3 \times 10^{-6}$ ($\pm 0,4 \times 10^{-6}$)	$1,9 \times 10^{-6}$ ($\pm 1,9 \times 10^{-6}$)
Isorel rugueux	28,4 (\pm 20,4)	-7,5 (\pm 17,3)	96,0 (\pm 22,9)	$4,6 \times 10^{-6}$ ($\pm 0,5 \times 10^{-6}$)	$1,0 \times 10^{-6}$ ($\pm 2,1 \times 10^{-6}$)
Isorel lisse	26,6 (\pm 20,3)	-9,9 (\pm 10,6)	95,2 (\pm 25,2)	$3,2 \times 10^{-6}$ ($\pm 0,3 \times 10^{-6}$)	$2,2 \times 10^{-6}$ ($\pm 2,7 \times 10^{-6}$)
Téflon	35,8 (\pm 12,4)	-9,5 (\pm 14,0)	101,3 (\pm 27,4)	$5,1 \times 10^{-6}$ ($\pm 0,7 \times 10^{-6}$)	$3,3 \times 10^{-6}$ ($\pm 4,3 \times 10^{-6}$)

Tableau 3.1 : Moyennes (\pm écart type) des valeurs initiales calculées pour chacune des quatre surfaces

Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. R_{xs} , R_{xf} et F_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} et R_{zf} aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur. Ces variables ont été mesurées au niveau des plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et de la barre dynamométrique (F_x). M_{px} et M_{py} correspondent respectivement au moment d'axes antéro-postérieur et latéral par rapport à la position du centre des pressions global (X_p).

Dans cette première étude, la force de réaction le long de l'axe vertical sur la barre dynamométrique, F_z , n'ayant pas été mesurée, la loi de Newton ne peut être vérifiée le long de cet axe. Elle ne peut être vérifiée que le long de l'axe antéro-postérieur ($F_x + R_{xs} + R_{xf}$) (voir repères figure 2.6). La somme des forces externes, au corps du sujet, est inférieure à 7 N (tableau 3.1). Cette erreur est acceptable, elle est due à la mesure des capteurs.

Le poids global mesuré (R_z) présente une erreur de mesure inférieure à 2% (tableau 3.1). Sa répartition est identique suivant les surfaces, elle est en moyenne de 83,6% sur la plate-forme assise et de 16,4% sur la plate-forme repose-pied. Ces résultats sont en accord avec ceux de Schoberth (1962) selon lesquels, en posture assise naturelle, avec une aire de contact au niveau de l'assise proche de celle de la condition posturale assise 100%, environ 16% du poids corporel reposerait sur les pieds.

M_{px} et M_{py} correspondent, respectivement, au moment d'axe antéro-postérieur et au moment d'axe latéral de la résultante des forces au centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes (X_p). Par définition, le centre des pressions est le barycentre de l'ensemble des forces de réaction verticales, où leur moment résultant est nul. Les valeurs moyennes de M_{px} et M_{py} sont proche de 0 N.m (tableau 3.1). Ainsi, ces résultats sont cohérents avec les attendus. En posture initiale, le sujet est en équilibre.

Posture finale

La posture finale adoptée par le sujet est quantifiée par la moyenne des valeurs des tracés cinétiques relevées pendant une durée de 100 ms, mesurées 300ms après la fin de la montée de force (voir figures 2.8 et 2.9) (Repère figure 2.6).

	F_x (N)	R_{xs} (N)	R_{xf} (N)
Carrelage	260,1 (\pm 49,3)	249,5 (\pm 49,0)	11,3 (\pm 5,2)
Isorel rugueux	245,0 (\pm 46,3)	232,1 (\pm 43,6)	12,4 (\pm 5,5)
Isorel lisse	214,5 (\pm 39,7)	205,2 (\pm 39,2)	7,5 (\pm 4,9)
Téflon	185,4 (\pm 45,0)	177,8 (\pm 41,2)	9,5 (\pm 5,3)

Tableau 3.2 : Moyennes (\pm écart type) des valeurs initiales calculées pour chacune des quatre surfaces
 Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. R_{xs} , R_{xf} et F_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions mesurés au niveau des plate-formes assise (R_{xs}) et repose-pied (R_{xf}) et de la barre dynamométrique (F_x).

La somme des forces externes, au corps du sujet, le long de l'axe antéro-postérieur ($F_x + R_{xs} + R_{xf}$) (voir repères figure 2.6) est inférieure à 2 N (tableau 3.2). Cette erreur est acceptable.

Les tracés des variables mesurées sur une période de 1200ms sont présentées en annexe 4 pour une poussée effectuée par un sujet avec la surface d'appui carrelage.

III.1.2. PERFORMANCE

La consigne donnée au sujet est d'exercer une poussée horizontale maximale sur une barre dynamométrique le plus vite possible symétriquement des deux membres supérieurs et de la maintenir quelques secondes. La force de réaction de la barre a été enregistrée le long de l'axe antéro-postérieur (F_x). C'est à partir de cette mesure que les critères de performance ont été définis et que les dates de début et de fin de la montée de force ont été déterminées.

Le tracé de F_x présente une ascension rapide, monotone et continue (figure 3.1), laquelle correspond à l'effort horizontal de poussée, isométrique, exercé par le sujet sur la barre. Cette montée de force est toujours précédée d'une cupule négative.

L'allure générale des tracés de F_x est semblable d'une poussée à l'autre, d'un sujet à l'autre et d'une surface à l'autre. Cette reproductibilité des tracés met en évidence l'organisation, bien définie, de la dynamique de la montée de force.

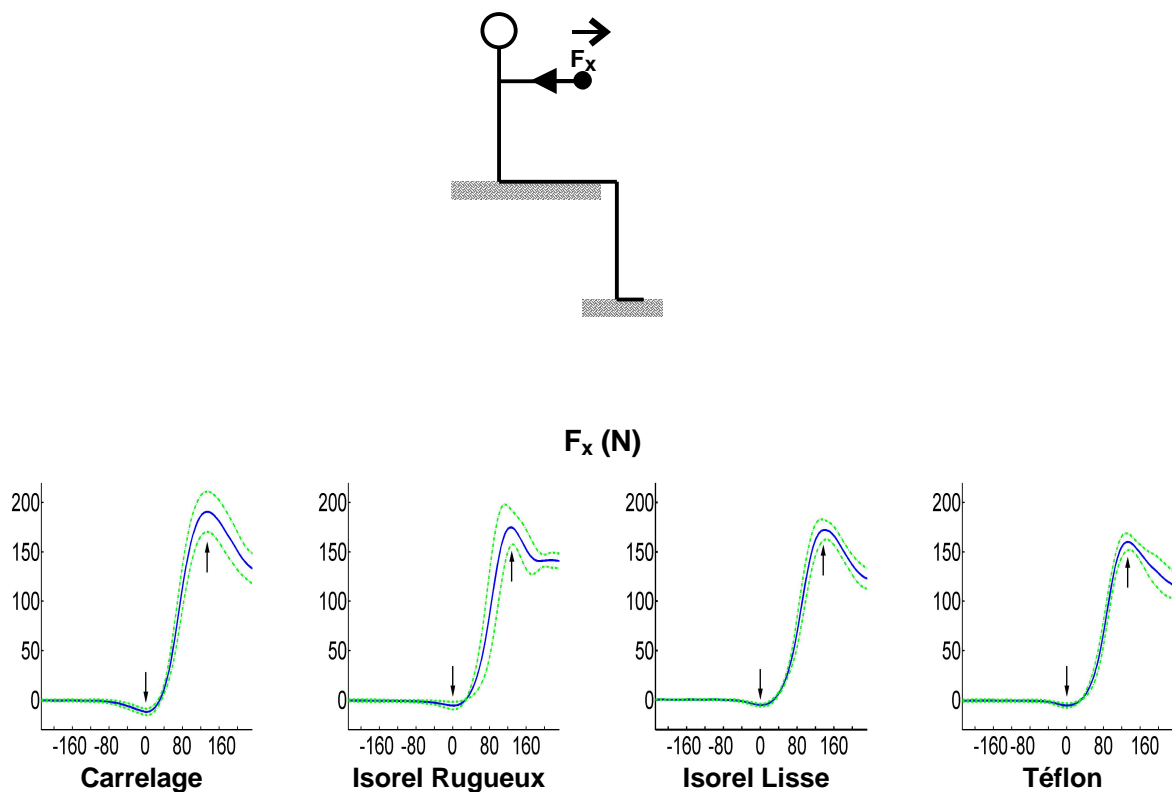


Figure 3.1 : Tracés de la force de réaction le long de l'axe antéro-postérieur mesuré sur la barre dynamométrique (F_x) pour les quatre surfaces d'appui

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées exercées sur les quatre surfaces d'appui par un sujet représentatif. En ordonnée, la force est exprimée en Newton, en abscisse le temps est donné en ms. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Ci-dessus repère de la barre dans lequel s'effectue la mesure.

Les consignes de poussées étaient davantage respectées avec les surfaces les moins glissantes, carrelage et isorel rugueux. En effet, au cours des poussées préliminaires, le nombre de poussées réussies, c'est à dire présentant une ascension rapide monotone et continue de F_x , était inférieur de 25% sur les surfaces les plus glissantes, isorel lisse et téflon. Au cours des poussées suivantes, cette différence se réduisait et se maintenait à 5%.

A partir du tracé de F_x , trois variables ont été mesurées : l'amplitude maximale de la force de réaction au cours de la montée de force, la durée de la montée de force et la durée de la cupule de F_x , précédant la montée de force. Cette dernière variable correspond à la durée entre le début de la cupule de F_x et T_0 (figure 2.11).

La consigne donnée au sujet étant de pousser le plus fort et le plus vite possible, les critères de performance considérés, à partir du tracé de F_x , sont l'amplitude maximale et la durée de la montée de force (figure 2.8).

Les moyennes des amplitudes maximales de F_x varient en fonction des CT des surfaces d'appui (tableau 3.3). Le classement des surfaces en fonction des amplitudes maximales de F_x suit celui des coefficients de frottement statique. L'amplitude maximale de la force de réaction, F_x , est d'autant plus élevée que le coefficient de frottement statique (COFs) est grand (figure 3.2). En effet, la moyenne de l'amplitude maximale de F_x est la plus élevée avec le carrelage, suivi de l'isorel rugueux, puis de l'isorel lisse, elle est la plus faible avec la surface téflon.

	Amplitude maximale de F_x (N)	Durée de la montée de force (ms)	Durée de la cupule de F_x (ms)
Carrelage	274 (\pm 63)	123 (\pm 23)	-41 (\pm 29)
Isorel rugueux	243 (\pm 63)	123 (\pm 20)	-45 (\pm 29)
Isorel lisse	223 (\pm 64)	117 (\pm 23)	-39 (\pm 26)
Téflon	203 (\pm 68)	115 (\pm 22)	-46 (\pm 29)
Résultat ANOVA F(3, 24)	44,62 $p < 0,001$	2,73 $p > 0,05$	0,37 $p > 0,05$
Résultat test LSD de Fisher	C>IR>IL>T		

Tableau 3.3 : Moyennes (\pm écart type) de l'amplitude maximale de F_x , de la durée de la montée de force et de la durée de la cupule de F_x pour chacune des quatre surfaces

Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA et test LSD de Fisher. Le test LSD de Fisher est effectué seulement si le test ANOVA est significatif ($p < 0,05$), il permet de discriminer les surfaces l'une de l'autre. '>' indique que les surfaces sont significativement différentes l'une de l'autre et '=' signale l'absence de différence significative entre deux surfaces. 'C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon. Les durées sont mesurées en référence à T_0 . Ainsi les temps précédant T_0 sont exprimés négativement.

En revanche, comme le montre le tableau 3.3, les moyennes des durées de la montée de force, et de la cupule de F_x ne varient pas en fonction des CT des surfaces.

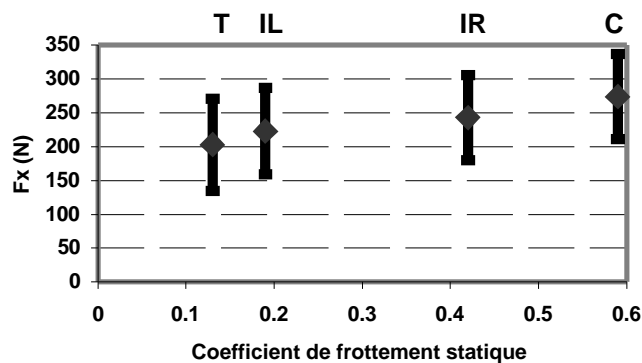


Figure 3.2 : Relation entre les moyennes des amplitudes maximales des forces de réaction mesurée le long de l'axe antéro-postérieur sur la barre, F_x , et les COFs pour les quatre surfaces d'appui
 Les moyennes et écart-types sont donnés pour les 9 sujets. 'T', 'IL', 'IR' et 'C' correspondent respectivement aux surfaces téflon, isorel lisse, isorel rugueux et carrelage. Les forces externes maximales sont exprimées en Newton.

En résumé :

La reproductibilité des décours temporels de la force de réaction mesurée au niveau de la barre dynamométrique le long de l'axe antéro-postérieur (F_x), suivant les essais, les sujets et les surfaces est la marque d'une organisation bien établie de la montée de force. Seul le critère de performance « amplitude maximale de F_x » est significativement influencé par les surfaces ; il augmente avec l'élévation des coefficients de frottement statique. Les CT des surfaces d'appui n'ont d'effet ni sur la durée de la montée de force et ni sur la durée de la cupule de F_x .

III.1.3. ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE

L'étude de l'organisation posturo-cinétique est réalisée grâce à la mesure des variables issues des plate-formes de force situées au niveau de l'assise et sous chacun des pieds. Les deux plate-formes placées sous les pieds sont étudiées ensemble et nommées plate-forme repose-pied. L'analyse dynamique est effectuée en premier lieu de manière partitive, séparément au niveau de l'assise et du repose-pied, puis de manière globale, c'est à dire pour l'ensemble des trois plate-formes. La consigne donnée au sujet étant de pousser symétriquement des deux mains, seules les variables biomécaniques situées dans le plan sagittal ont été considérées. En

effet, l'amplitude des forces de réaction et du déplacement du centre des pressions le long de l'axe latéral étaient faibles.

Les décours temporels des variables enregistrées sur les plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}), repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et calculés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p) sont successivement présentés (figures 3.3, 3.4 et 3.5).

L'origine des repères se situe au centre des plate-formes assise (O_s) et repose-pied (O_f) pour l'analyse partitive. L'origine du repère pour l'ensemble des trois plate-formes (O) est placé au niveau du repose-pied à la projection verticale du centre de la plate-forme assise (voir figure 2.6 et annexe 2).

Les figures 3.3, 3.4 et 3.5 mettent en évidence que toutes les variables, mesurées au niveau de l'assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) ou du repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) ou calculées pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p), varient au cours de l'effort de poussée. Elles sont le reflet de la présence de phénomènes dynamiques durant la montée de force. Les tracés de chaque variable sont reproductibles d'une poussée à l'autre, d'une surface à l'autre et d'un sujet à l'autre. Les tracés enregistrés au niveau de la plate-forme assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) sont semblables, pour chacune des variables correspondantes, à ceux enregistrés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p), ce qui n'est pas le cas pour ceux mesurés sur le repose-pied. Cette similitude montre l'importance de la dynamique mesurée au niveau de l'assise par rapport à celle du repose-pied.

La dynamique des variables mesurées, ou calculées, le long de l'axe antéro-postérieur R_{xs} , X_{ps} , R_{xf} , X_{pf} , R_{zf} , R_x et X_p atteint son maximum après la fin de la montée de force. En revanche, les pics de R_{zs} et R_z se situent approximativement au même instant que ceux de F_x . Les tracés enregistrés le long de l'axe vertical sur les plate-formes assise (R_{zs}) et repose-pied (R_{zf}) sont en opposition de phase. La dynamique augmente sur la plate-forme assise, R_{zs} , et diminue sur la plate-forme repose-pied, R_{zf} . R_{xs} et R_{xf} varient en phase. Le centre des pressions mesuré sur le repose-pied se déplace d'abord légèrement vers les orteils puis vers les talons, celui de l'assise se dirige de façon continue vers l'arrière du sujet. Ces descriptions de tracés sont similaires pour les quatre surfaces (figures 3.3, 3.4 et 3.5).

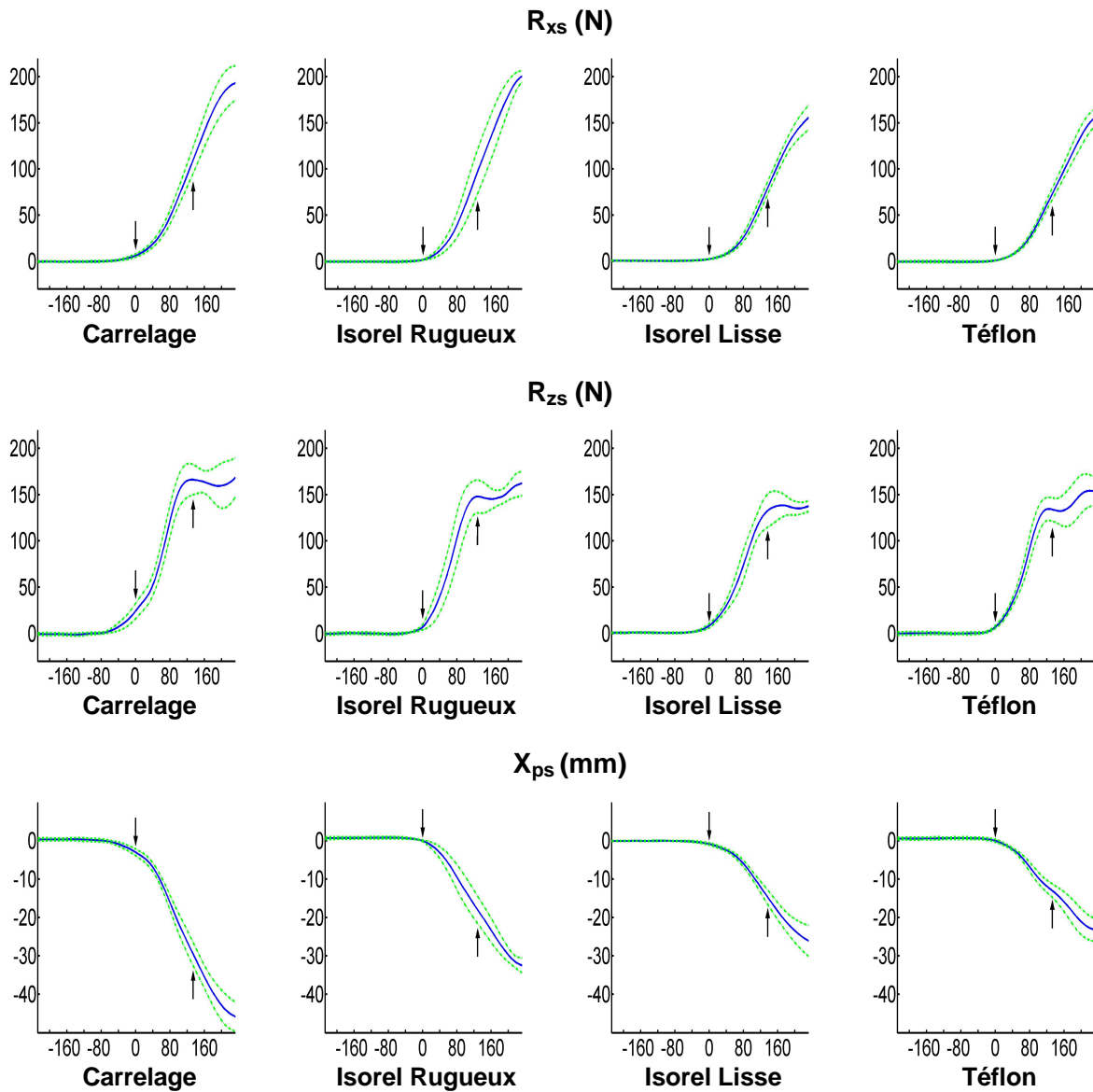
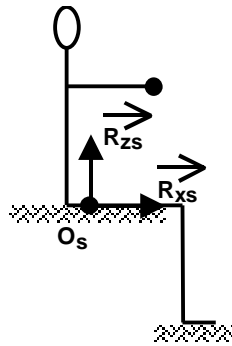
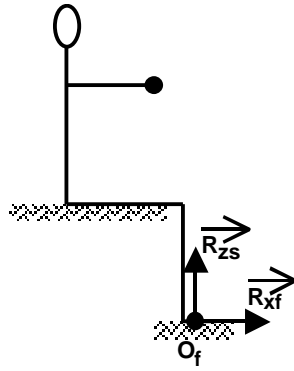
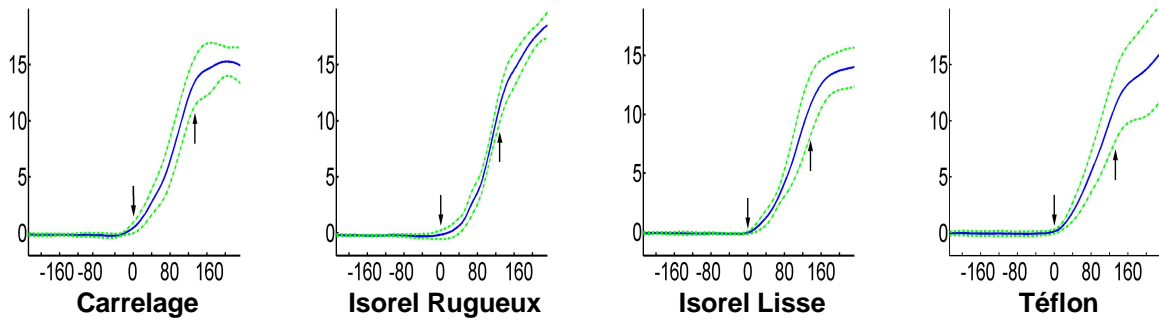


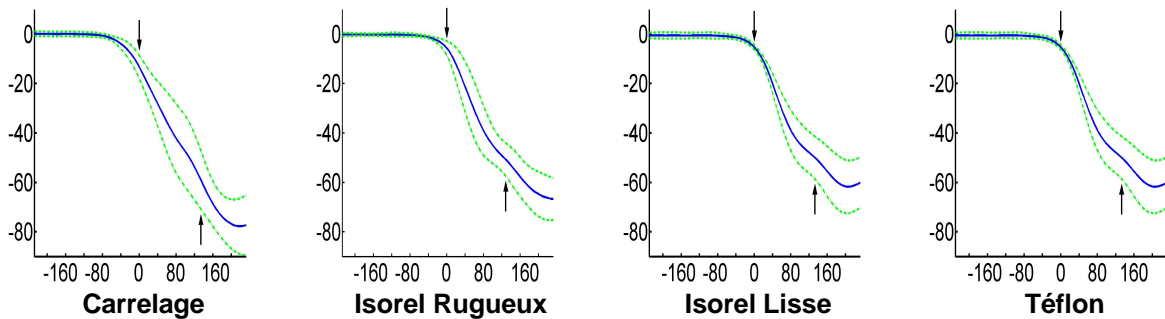
Figure 3.3 : Tracés des variables mesurées sur la plate-forme assise pour les quatre surfaces d'appui
 Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées par surface, exercées par un sujet représentatif. Les flèches indiquent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. R_{xs} et R_{zs} sont respectivement les composantes antéro-postérieure et verticale de la force de réaction (N). X_{ps} correspond au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (mm). Les mesures ont été effectuées dans le repère schématisé au-dessus des tracés.



R_{xf} (N)



R_{zf} (N)



X_{pf} (mm)

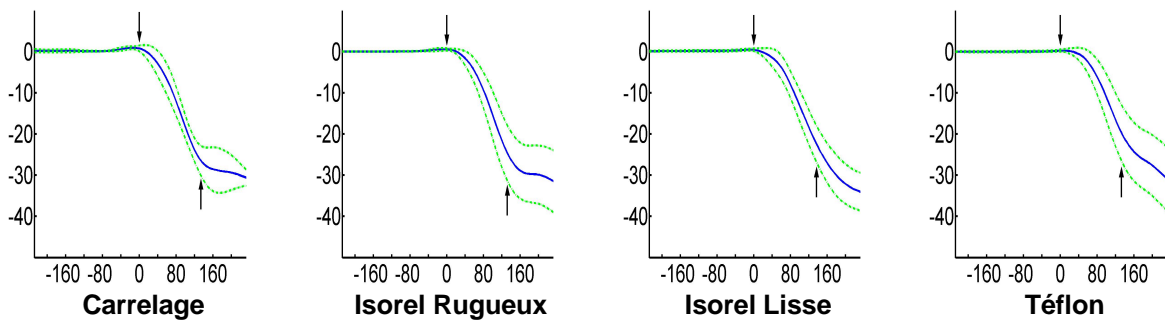


Figure 3.4 : Tracés des variables mesurées sur la plate-forme repose-pied pour les quatre surfaces d'appui
 Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées par surface, exercées par un sujet représentatif. Les flèches indiquent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. R_{xf} et R_{zf} sont respectivement les composantes antéro-postérieure et verticale de la force de réaction (N). X_{pf} correspond au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (mm). Les mesures ont été effectuées dans le repère schématisé au-dessus des tracés.

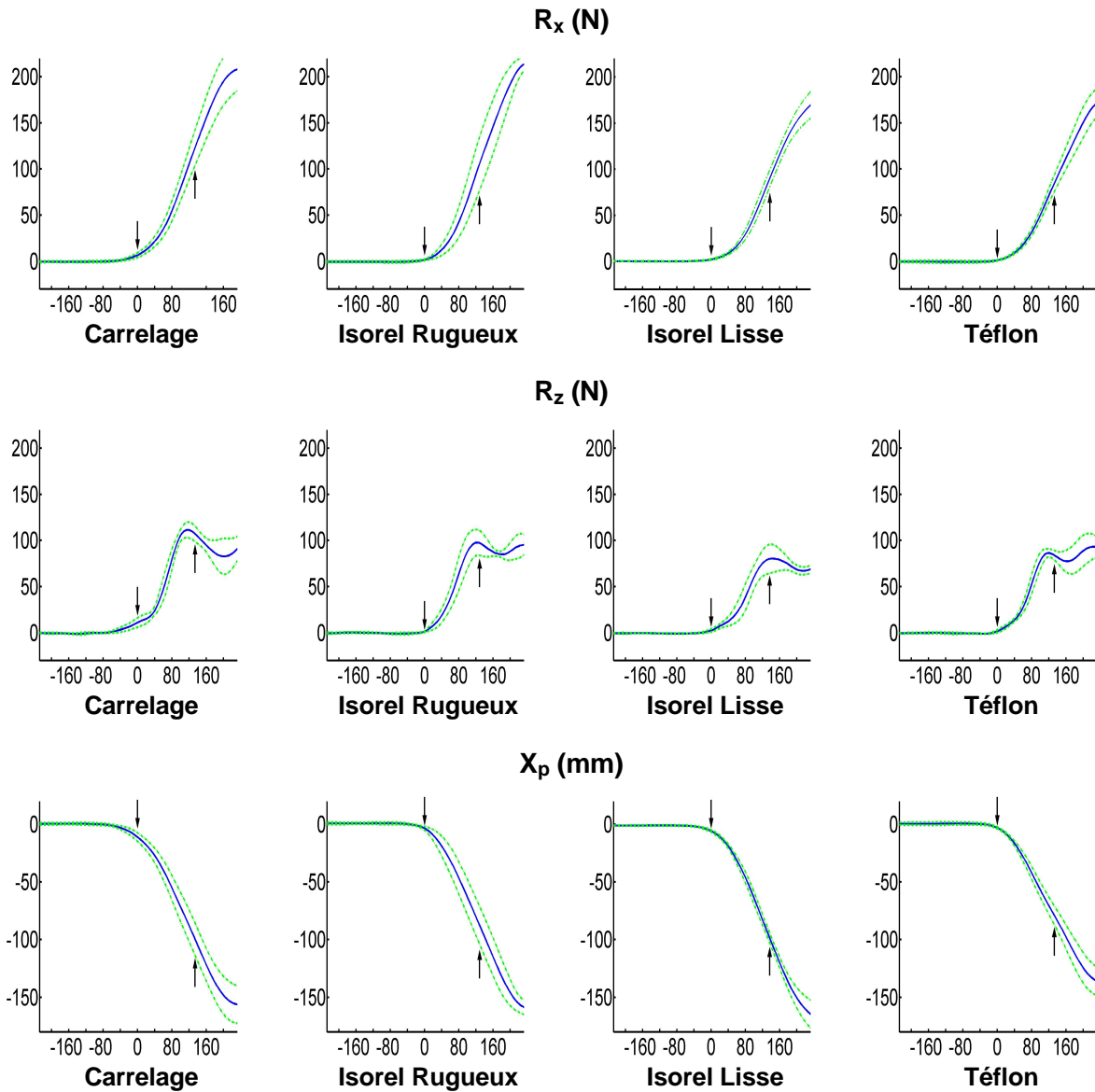
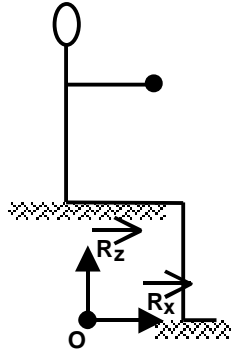


Figure 3.5 : Tracés des variables calculées sur l'ensemble des trois plate-formes pour les quatre surfaces d'appui

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées par surface, exercées par un sujet représentatif. Les flèches indiquent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. R_x et R_z sont respectivement les composantes antéro-postérieure et verticale de la force de réaction (N). X_p correspond au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (mm). Les mesures ont été effectuées dans le repère schématisé au-dessus des tracés.

Les critères quantitatifs considérés lors de l'étude posturo-cinétique sont l'amplitude maximale et la durée des ajustements posturaux anticipateurs (APA) ainsi que l'amplitude maximale contemporaine de la montée de force (voir figures 2.8 et 2.9).

III.1.3.1. DUREES DES AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATEURS

Les phénomènes dynamiques posturaux survenant avant le début de la montée de force, c'est à dire les APA, sont analysés en fonction de leur durée et de leur amplitude (voir figures 2.8 et 2.9).

La durée des APA correspond au temps entre le début de la variation du tracé et T0. Puisque la durée des APA précède T0, elle est exprimée négativement.

	R_{xs} (ms)	R_{zs} (ms)	X_{ps} (ms)	R_{xf} (ms)	R_{zf} (ms)	X_{pf} (ms)
Carrelage	-41 (\pm 25)	-55 (\pm 24)	-34 (\pm 24)	-20 (\pm 28)	-52 (\pm 22)	-41 (\pm 17)
Isorel rugueux	-45 (\pm 24)	-61 (\pm 24)	-37 (\pm 26)	-27 (\pm 26)	-54 (\pm 22)	-42 (\pm 22)
Isorel lisse	-51 (\pm 31)	-64 (\pm 30)	-38 (\pm 26)	-30 (\pm 36)	-57 (\pm 28)	-39 (\pm 28)
Téflon	-49 (\pm 22)	-67 (\pm 25)	-43 (\pm 27)	-37 (\pm 30)	-61 (\pm 23)	-41 (\pm 28)
Résultat ANOVA F(3, 24)	1,51 p>0,05	1,82 p>0,05	1,47 p>0,05	1,74 p>0,05	1,01 p>0,05	0,28 p>0,05

	R_x (ms)	R_z (ms)	X_p (ms)
Carrelage	-41 (\pm 27)	-53 (\pm 25)	-60 (\pm 24)
Isorel rugueux	-45 (\pm 29)	-61 (\pm 29)	-65 (\pm 24)
Isorel lisse	-48 (\pm 36)	-61 (\pm 34)	-68 (\pm 29)
Téflon	-50 (\pm 33)	-68 (\pm 34)	-69 (\pm 22)
Résultat ANOVA F(3, 24)	0,73 p>0,05	2,29 p>0,05	1,12 p>0,05

Tableau 3.4 : Moyennes (\pm écart type) des durées des APA pour chacune des surfaces d'appui
 Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. R_{xs} , R_{xf} et R_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et R_z aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p aux déplacements du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés sur les plate-formes assise (R_{zs} , R_{xs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et calculés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p).

Toutes les variables considérées, aussi bien sur les plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) que sur l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p), présentent des phénomènes dynamiques avant le début de la montée de force.

Leur durée ne diffère pas significativement en fonction des CT des surfaces d'appui (tableau 3.4).

Toutefois, la présentation des moyennes et écart-types des durées des APA sous forme d'histogramme, pour les surfaces carrelage et téflon et l'ensemble des neuf sujets, met en évidence une tendance à l'augmentation lorsque la surface est glissante (figure 3.6). Ceci est confirmé lors de la comparaison, pour chacun des sujets, des moyennes des 5 poussées effectuées sur le carrelage et le téflon. En effet, 7 sujets sur 9 présentent une durée des APA plus longue avec le téflon qu'avec le carrelage pour R_x , R_z et R_{xf} , 6 sujets sur 9 pour R_{xs} , R_{zs} , R_{zf} et X_p , 5 sujets sur 9 pour X_{ps} .

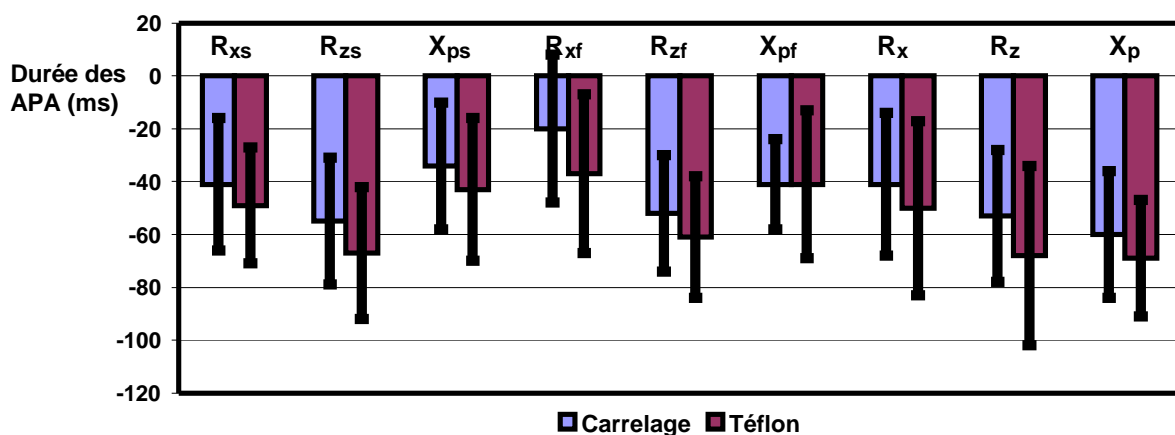


Figure 3.6 : Histogrammes des valeurs moyennes et écart-type de la durée des APA mesurées avec les surfaces carrelage et téflon.

R_{xs} , R_{xf} et R_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et R_z aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p aux déplacements du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés sur les plate-formes assise (R_{zs} , R_{xs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et calculés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p).

La chronologie d'apparition des APA, des différentes variables, est quasi similaire entre les quatre surfaces d'appui (tableau 3.5). Les APA sont enregistrés, dans un premier temps, le long de l'axe vertical au niveau des plates-formes assise (R_{zs}) et repose-pied (R_{zf}). Leur durée ne présente pas de différence significative entre R_{zs} et de R_{zf} . Dans un deuxième temps, ils sont mesurés le long de l'axe antéro-postérieur sur la plate-forme assise (R_{xs}). Ensuite, ils sont présents au niveau du centre des pressions des plate-formes assise (X_{ps}) et repose-pied (X_{pf}). La durée des APA ne diffère pas significativement entre X_{ps} et X_{pf} . Enfin, ils apparaissent le long de l'axe antéro-postérieur au niveau de la plate-forme repose-pied (R_{xf}).

	Résultat test LSD de Fisher, $p < 0,05$
Carrelage	$R_{zs} = R_{zf} > R_{xs} = X_{pf} = X_{ps} > R_{xf}$
Isorel rugueux	$R_{zs} = R_{zf} > R_{zf} = R_{xs} > R_{xs} = X_{pf} = X_{ps} > R_{xf}$
Isorel lisse	$R_{zs} = R_{zf} > R_{zf} = R_{xs} > R_{xs} = X_{pf} > X_{pf} = X_{ps} = R_{xf}$
Téflon	$R_{zs} = R_{zf} > R_{xs} = X_{ps} = X_{pf} > X_{ps} = X_{pf} = R_{xf}$

Tableau 3.5 : Chronologie d'apparition des APA mesurés au niveau des plate-formes assise et repose-pied pour les quatre surfaces d'appui

Classement des moyennes des durées des APA pour chacune des quatre surfaces. L'apparition des APA est classée, de gauche à droite, du plus précoce au plus tardif. Les résultats statistiques sont donnés pour le test LSD de Fisher, significatif avec $p < 0,05$. '>' indique que les durées des variables sont significativement différentes l'une de l'autre et '=' signale qu'elles ne présentent pas de différence significative. R_{xs} et R_{xf} correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} et R_{zf} aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} et X_{pf} aux déplacements du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés sur les plate-formes assise (R_{zs} , R_{xs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}).

En rapprochant ces résultats de ceux de la durée de la cupule de F_x , il apparaît que sa durée et celle des APA mesurés sur R_{xs} ne présentent pas de différence significative (test LSD de Fisher, $p < 0,05$). Ces deux forces ont, au cours des APA, la même direction et le même sens. Elles semblent étroitement liées.

D'autre part, il apparaît que la durée des APA ne varie pas en adéquation avec l'amplitude maximale de F_x , force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique.

III.1.3.2. AMPLITUDES DES AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATEURS

L'amplitude des APA correspond à la différence entre la valeur, des forces de réaction ou du déplacement du centre des pressions, mesurée au début de la montée de force (T_0) et la valeur au début de la variation du tracé (voir figures 2.8 et 2.9). Ces phénomènes se produisant avant le début de la montée de force, la dynamique enregistrée résulte exclusivement de phénomènes posturaux.

L'amplitude des forces de réactions, le long des axes antéro-postérieur et vertical, et du déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur aussi bien pour les plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) que pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p), ne présente pas de différence significative en fonction des CT des surfaces d'appui (tableau 3.6). Les directions des forces de réactions et du déplacement du centre des pressions sont semblables pour les quatre surfaces d'appui. Elles sont aussi similaires entre les variables enregistrées sur la plate-forme assise et celles mesurées sur l'ensemble des trois plate-formes. En revanche les directions des APA

enregistrées sur le repose-pied différent, en ce qui concerne R_{zf} et X_{pf} , par rapport à celles de l'assise (R_{zs} et X_{ps}) et de l'ensemble des trois plate-formes (R_z et X_p). X_{ps} et X_{pf} ainsi que R_{zs} et R_{zf} sont en opposition de phase.

	R_{xs} (N)	R_{zs} (N)	X_{ps} (mm)	R_{xf} (N)	R_{zf} (N)	X_{pf} (mm)
Carrelage	9,8 (\pm 6,8)	60,7 (\pm 39,5)	-5,9 (\pm 3,7)	2,5 (\pm 2,4)	-22,9 (\pm 11,7)	2,0 (\pm 3,6)
Isorel rugueux	8,1 (\pm 6,0)	52,9 (\pm 35,4)	-4,3 (\pm 3,2)	2,7 (\pm 4,7)	-21,6 (\pm 15,1)	3,0 (\pm 3,3)
Isorel lisse	7,6 (\pm 5,8)	48,4 (\pm 29,4)	-3,4 (\pm 3,7)	3,1 (\pm 4,5)	-20,9 (\pm 14,9)	0,9 (\pm 4,1)
Téflon	7,2 (\pm 5,6)	46,3 (\pm 34,4)	-4,2 (\pm 5,0)	2,6 (\pm 3,5)	-18,4 (\pm 11,5)	0,3 (\pm 3,5)
Résultat ANOVA F(3, 24)	1,39 p>0,05	2,07 p>0,05	2,06 p>0,05	0,36 p>0,05	1,09 p>0,05	2,85 p>0,05

	R_x (N)	R_z (N)	X_p (mm)
Carrelage	12,4 (\pm 7,7)	37,8 (\pm 32,3)	-18,7 (\pm 15,1)
Isorel rugueux	10,9 (\pm 9,1)	31,3 (\pm 29,2)	-17,5 (\pm 14,7)
Isorel lisse	10,7 (\pm 9,8)	27,5 (\pm 26,1)	-16,8 (\pm 13,1)
Téflon	9,8 (\pm 8,1)	27,9 (\pm 29,6)	-15,0 (\pm 13,3)
Résultat ANOVA F(3, 24)	0,82 p>0,05	2,17 p>0,05	1,09 p>0,05

Tableau 3.6 : Moyennes (\pm écart type) des amplitudes des APA pour chacune des surfaces d'appui
 Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. R_{xs} , R_{xf} et R_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et R_z aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p aux déplacements du centre de pression le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés sur les plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et calculés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p).

L'amplitude de ces variables, en valeur absolue, est plus élevée sur la plate-forme assise que sur celle du repose-pied (tableau 3.6). L'amplitude des forces de réaction le long de l'axe vertical est plus importante, en valeur absolue, que celle le long de l'axe antéro-postérieur, cette observation se retrouve pour les variables mesurées sur les plate-formes assise et repose-pied et sur l'ensemble des trois plate-formes (test LSD de Fisher, p<0,05).

En considérant les résultats statistiques, il apparaît que l'initiation de la tâche de montée de force est similaire pour les quatre surfaces d'appui. En effet la durée et l'amplitude des APA ne présentent pas de différence significative entre les différentes CT des surfaces ; bien que l'amplitude maximale de la force de réaction mesurée sur la barre (F_x) varie.

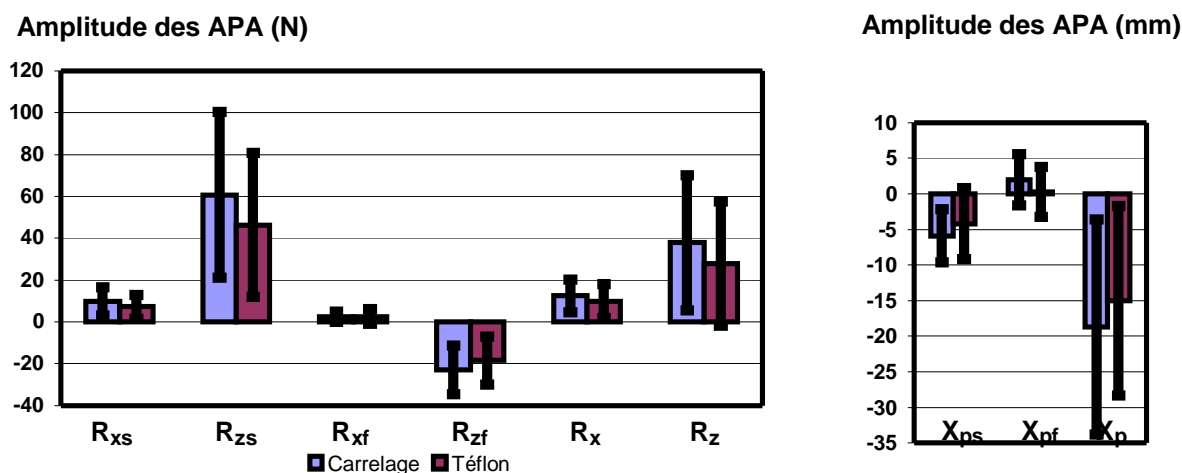


Figure 3.7 : Histogrammes des valeurs moyennes et écart-type de l'amplitude des APA mesurées avec les surfaces carrelage et téflon.

R_{xs} , R_{xf} et R_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et R_z aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p aux déplacements du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés sur les plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et calculés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p).

Cependant, la représentation des amplitudes des APA, pour les surfaces carrelage et téflon et l'ensemble des 9 sujets, sous forme d'histogramme met en évidence une tendance à leur augmentation avec la surface la moins glissante (figure 3.7). De plus, la comparaison des amplitudes des APA pour chacun des sujets montre que 9 sujets sur 9 pour R_{zs} , 8 sujets sur 9 pour X_{ps} , R_x et R_z , 7 sujets sur 9 pour R_{xs} et 6 sujets sur 9 pour R_{zf} et X_p présentent une moyenne de l'amplitude des APA plus élevée avec le carrelage qu'avec le téflon.

III.1.3.3. AMPLITUDES DES PHENOMENES DYNAMIQUES CONTEMPORAINS DE LA MONTEE DE FORCE

Le paramètre étudié est l'amplitude maximale des forces de réaction et du déplacement du centre des pressions au cours de la montée de force (voir figures 2.8 et 2.9).

Les amplitudes maximales des phénomènes dynamiques posturaux contemporains de la montée de force diffèrent en fonction des CT des surfaces d'appui, aussi bien pour les plate-formes assise et repose pied que pour l'ensemble des trois plate-formes, à l'exception de R_{xf} (tableau 3.7). Elles sont d'autant plus élevées, en valeur absolue, que le COFs est haut.

	R_{xs} (N)	R_{zs} (N)	X_{ps} (mm)	R_{xf} (N)	R_{zf} (N)	X_{pf} (mm)
Carrelage	143,3 (\pm 62,9)	185,2 (\pm 51,9)	-39,0 (\pm 14,0)	15,7 (\pm 6,2)	-70,6 (\pm 17,3)	-24,2 (\pm 15,9)
Isorel rugueux	114,5 (\pm 39,6)	165,2 (\pm 48,3)	-22,0 (\pm 7,7)	15,2 (\pm 10,1)	-65,0 (\pm 20,2)	-11,8 (\pm 11,5)
Isorel lisse	83,49 (\pm 26,2)	148,1 (\pm 35,0)	-13,6 (\pm 7,8)	14,8 (\pm 7,1)	-55,4 (\pm 15,6)	-18,3 (\pm 14,3)
Téflon	66,2 (\pm 20,7)	130,5 (\pm 44,0)	-12,5 (\pm 6,1)	12,0 (\pm 6,4)	-44,0 (\pm 13,7)	-15,7 (\pm 12,1)
Résultat ANOVA F(3, 24)	18,37 p<0,001	13,26 p<0,001	38,09 p<0,001	2,41 p>0,05	22,80 p<0,001	3,09 p<0,05
Résultat test LSD de Fisher	C>IR>IL=T	C>IR=IL>IL=T	C>IR>IL=T		C=IR>IL>T	C=IL=T>IL=T=IR

	R_x (N)	R_z (N)	X_p (mm)
Carrelage	162,9 (\pm 74,5)	132,2 (\pm 49,4)	-149,3 (\pm 57,0)
Isorel rugueux	129,5 (\pm 42,1)	120,3 (\pm 41,8)	-115,6 (\pm 31,8)
Isorel lisse	98,1 (\pm 23,4)	108,3 (\pm 40,3)	-85,5 (\pm 23,8)
Téflon	77,9 (\pm 19,0)	100,2 (\pm 48,6)	-67,0 (\pm 17,1)
Résultat ANOVA F(3, 24)	15,16 p<0,001	4,46 p<0,05	23,99 p<0,001
Résultat test LSD de Fisher	C>IR>IL=T	C=IR>IR=IL>IL=T	C>IR>IL=T

Tableau 3.7 : Moyennes (\pm écart type) des amplitudes des phénomènes dynamiques contemporains de la montée de force pour chacune des surfaces d'appui

Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA et test LSD de Fisher. Le test LSD de Fisher est effectué seulement si le test ANOVA est significatif ($p < 0,05$), il permet de discriminer les surfaces l'une de l'autre. '>' indique que les surfaces sont significativement différentes l'une de l'autre et '=' signale que les deux surfaces ne présentent pas de différence statistique. R_{xs} , R_{xf} et R_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et R_z aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p aux déplacements du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés sur les plate-formes assise (R_{zs} , R_{xs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et calculés pour l'ensemble des trois plate-formes (R_x , R_z et X_p). C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon.

Les valeurs de R_{zf} sont négatives, elles correspondent à une diminution de la force exercée sur le repose-pied, plus précisément, à un déchargement des pieds. Les valeurs de R_{zf} sont plus faibles (tableau 3.7) que celles de R_{zf} mesurées pendant la posture initiale (voir tableau 3.1). Ainsi, comme demandé au sujet, au cours de la montée de force, les pieds restent en contact avec le repose-pied.

La direction des variables dynamiques contemporaines de la montée de force (tableau 3.7) est identique à celle des APA (tableau 3.6), à l'exception de X_{pf} . Ainsi, pour la majorité des variables considérées, la dynamique amorcée au cours des APA se poursuit dans la même direction pendant la montée de force. X_{pf} , au cours des APA, se dirige vers les orteils alors qu'au cours de la montée de force, il se déplace vers les talons.

Les directions observées au cours de la dynamique calculée pour l'ensemble des trois plate-formes sont similaires à celles mesurées sur la plate-forme assise, au contraire de celles de la plate-forme repose-pied.

Les amplitudes maximales des forces de réactions contemporaines de la montée de force sont plus élevées, en valeur absolue, sur la plate-forme assise que sur celle du repose-pied. Elles

sont, aussi, plus importantes le long de l'axe vertical que le long de l'axe antéro-postérieur, à la fois quand elles sont mesurées sur les plate-formes assise et repose-pied.

Les deux figures suivantes ont pour objectif de résumer, sur un schéma, les moyennes des forces de réactions, contemporaines de la montée de force, pour chacune des quatre surfaces étudiées. La figure 3.8 récapitule les moyennes des forces de réactions mesurées sur la barre dynamométrique (F_x) et sur l'ensemble des trois plate-formes (R_x et R_z). La figure 3.9, quant à elle, montre la moyenne des forces de réactions mesurée sur l'assise (R_{xs} et R_{zs}) et sur le repose-pied (R_{xf} et R_{zf}).

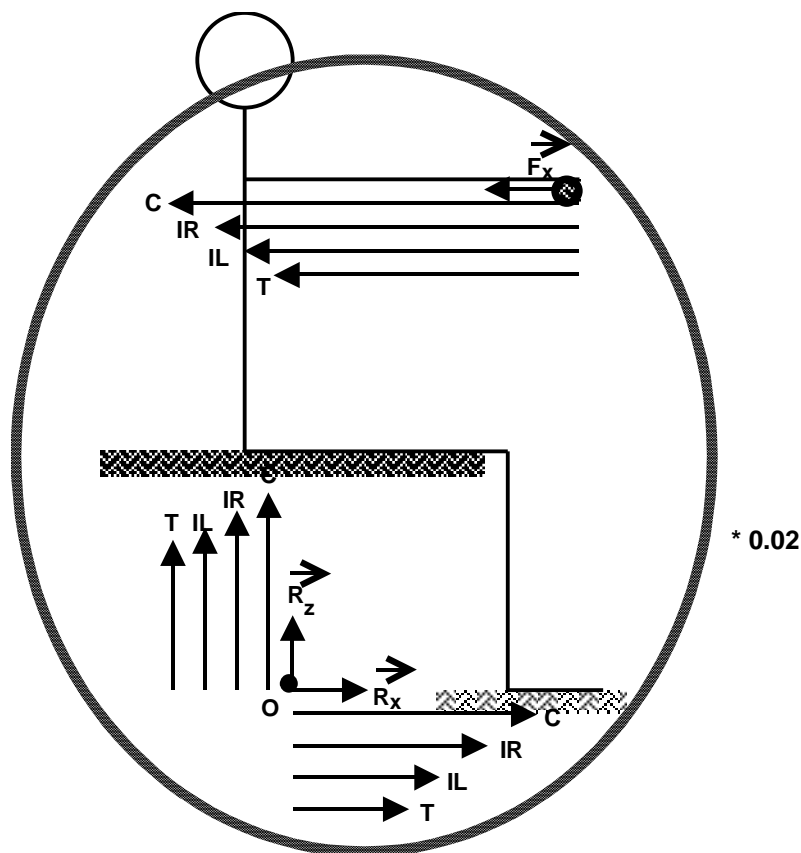


Figure 3.8 : Schéma récapitulatif des moyennes des amplitudes des forces de réaction contemporaines de la montée de force calculées sur l'ensemble des trois plate-formes et de l'amplitude maximale de la force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique pour les quatre surfaces d'appui

Les flèches indiquent le sens des forces de réactions. Leur longueur est proportionnelle à la moyenne de l'amplitude maximale mesurée pour les neuf sujets. Le coefficient de proportionnalité est de X 0,02 environ. F_x correspond à la composante antéro-postérieure de la force de réaction maximale de la barre, R_x et R_z aux forces de réaction de l'ensemble des trois plate-formes respectivement le long de l'axe antéro-postérieur et vertical. 'C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon.

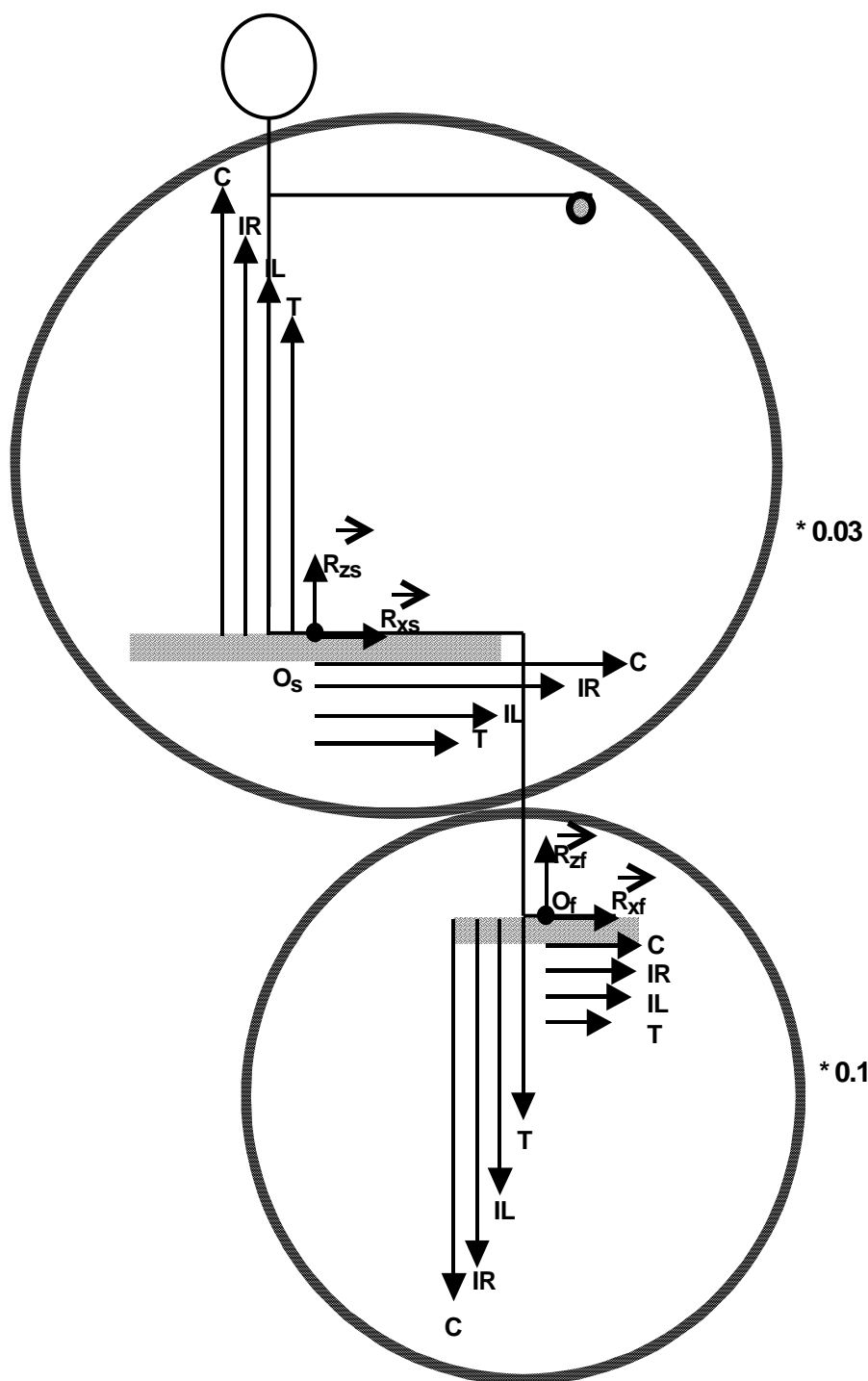


Figure 3.9 : Schéma récapitulatif des moyennes des amplitudes des forces de réaction contemporaines de la montée de force mesurées sur les plate-formes assise et repose-pied pour les quatre surfaces d'appui

Les flèches indiquent le sens des forces de réactions. Leur longueur est proportionnelle à la moyenne de l'amplitude maximale mesurée pour les neuf sujets, le coefficient de proportionnalité est de $\times 0,03$ environ pour la plate-forme assise et $\times 0,1$ environ pour celle du repose-pied. R_{xs} et R_{xf} correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} et R_{zf} aux composantes verticales des forces de réactions respectivement mesurées sur les plate-formes assise (R_{zs} et R_{xs}) et repose-pied (R_{xf} et R_{zf}). 'C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon.

En résumé :

La variation des décours temporels des variables mesurées sur les plate-formes assise et repose-pied au cours de la montée de force est le reflet d'une dynamique présente sur l'ensemble de la chaîne posturale. La reproductibilité de ces tracés, d'une poussée à l'autre, d'un sujet à l'autre et d'une surface à l'autre, est la marque d'une organisation bien définie de la dynamique posturale.

La présence d'APA met en évidence l'existence d'un processus de préparation postural de la montée de force. Cette initiation de la tâche est statistiquement identique, en durée et en amplitude, avec les quatre surfaces d'appui aussi bien pour les variables enregistrées au niveau de la plate-forme assise que pour celles du repose-pied. Cependant, il apparaît que les APA présentent une tendance à augmenter en durée avec la surface la plus glissante et en amplitude avec la surface la moins glissante. Ces modifications témoignent d'une modulation précoce, mais légère, des ajustements posturaux en fonction des CT des surfaces d'appui. Toutefois, les APA ne varient pas conjointement avec l'amplitude de la force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique.

La dynamique, contemporaine de la montée de force, varie en fonction des CT des surfaces d'appui, à l'exception de X_{pf} . Le classement des surfaces en fonction de la dynamique produite, c'est à dire de l'amplitude des variables, suit celui des coefficients de frottements statiques. Plus la surface est glissante plus la dynamique est faible.

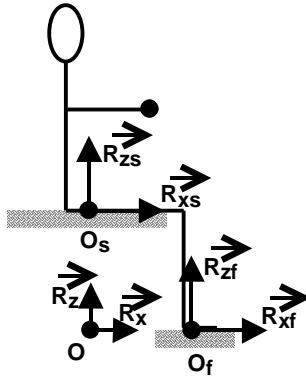
La dynamique, aussi bien avant que pendant la montée de force, est, en ce qui concerne les forces de réactions, plus importante au niveau des variables enregistrées sur la plate-forme assise que sur le repose-pied. L'amplitude de la dynamique, contemporaine de la montée de force, mesurée sur la plate-forme assise varie en adéquation avec l'amplitude maximale de la force externe. Plus la dynamique est élevée, plus l'amplitude de la force de réaction mesurée sur la barre est grande.

III.1.4. RAPPORTS D'ADHERENCE ET RISQUES DE GLISSEMENT

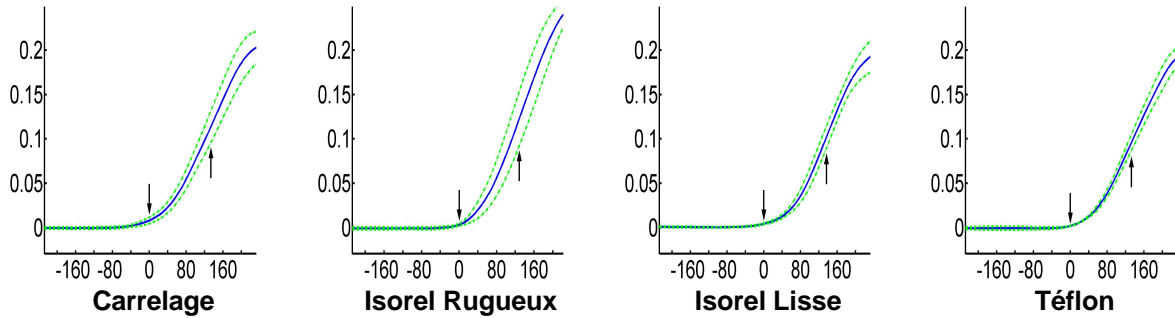
Les résultats ci-dessus ont permis de mettre en évidence l'influence des CT des surfaces d'appui sur l'amplitude maximale de la force de réaction de la barre dynamométrique et l'organisation posturo-cinétique. Le rapport entre les forces tangentielles et la force normale exprime l'adhérence générée entre le vêtement porté par le sujet et la surface d'appui ; il est engendré par la dynamique posturale présente au cours de la montée de force. Ce rapport est désigné sous le terme de rapport d'adhérence. Il constitue le reflet de l'utilisation des surfaces d'appui dans la dynamique posturale. Il ne correspond pas au COFs. En effet, ce dernier est fixe. Lorsque la valeur du rapport d'adhérence atteint celle du coefficient de frottement un glissement se produit. Avant que le glissement ne se produise, la valeur du rapport d'adhérence peut varier en dessous de celle du COFs.

Le rapport d'adhérence (RA) est calculé pour les plate-formes assise (RA assise), repose-pied (RA pieds) et l'ensemble des trois plate-formes (RA global).

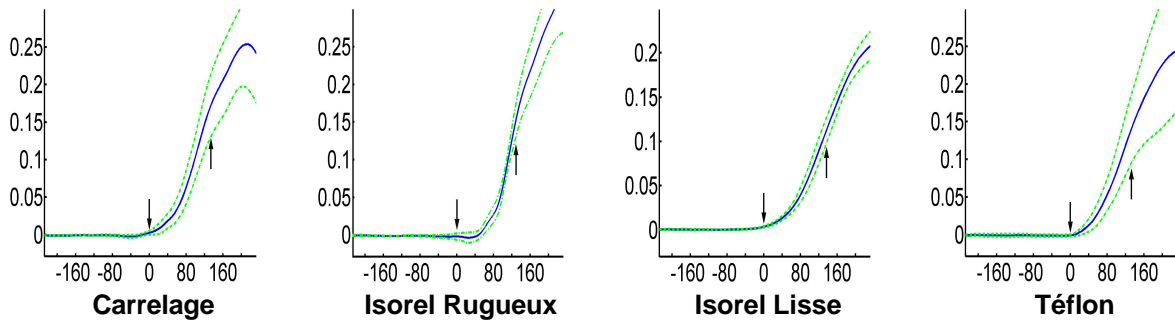
L'allure générale des tracés de ces trois rapports d'adhérence, au cours de la tâche de montée de force, est semblable d'une montée de force à l'autre, d'une surface à l'autre et d'un sujet à l'autre (figure 3.10). Ils sont aussi similaires d'une plate-forme à l'autre, assise et repose-pied, et pour l'ensemble des trois plate-formes. Ces tracés sont monotones croissants. Leur reproductibilité met en évidence une organisation de la dynamique posturale bien définie en fonction des CT des surfaces d'appui.



RA assise (R_{xs}/R_{zs})



RA pieds (R_{xf}/R_{zf})



RA global (R_x/R_z)

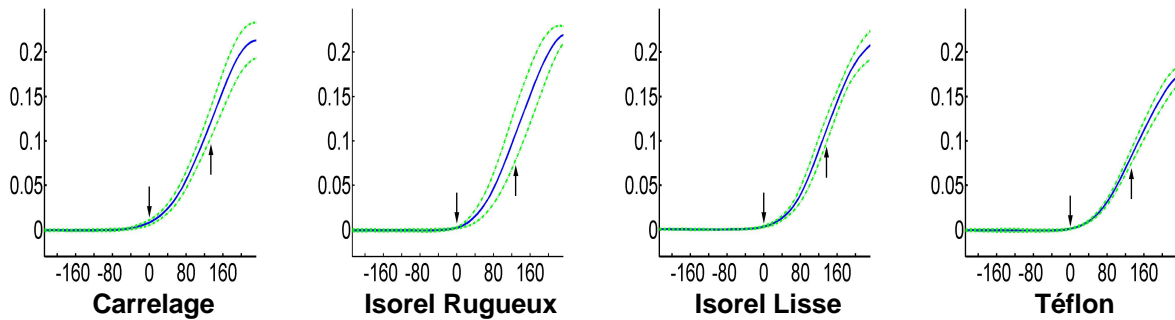


Figure 3.10 : Tracés des rapports d'adhérence des plate-formes assise et repose-pied et de l'ensemble des trois plate-formes pour les quatre surfaces d'appui

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées par surface, exercées par un sujet représentatif. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. RA assise, RA pieds et RA global correspondent respectivement aux rapports d'adhérence calculés au niveau des plate-formes assise et repose-pied et de l'ensemble des trois plate-formes. Les repères, dans lesquels les mesures ont été effectuées, sont schématisés au-dessus des tracés.

La variable quantitative étudiée est l'amplitude maximale du rapport d'adhérence avant la fin de la montée de force.

	RA assise	RA pieds	RA global
Carrelage	0,188 (\pm 0,075)	0,286 (\pm 0,143)	0,199 (\pm 0,082)
Isorel rugueux	0,154 (\pm 0,044)	0,251 (\pm 0,132)	0,161 (\pm 0,044)
Isore lisse	0,116 (\pm 0,033)	0,234 (\pm 0,089)	0,125 (\pm 0,028)
Téflon	0,095 (\pm 0,027)	0,157 (\pm 0,072)	0,101 (\pm 0,024)
Résultat ANOVA F(3,24)	22,16 $p < 0,001$	6,73 $p < 0,01$	17,32 $p < 0,001$
Résultat test LSD de Fisher	C>IR>IL=T	C=IR=IL>T	C>IR>IL=T

Tableau 3.8 : Moyennes (\pm écart type) des amplitudes des rapports d'adhérence contemporains de la montée de force pour chacune des surfaces d'appui

Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA et test LSD de Fisher. Le test LSD de Fisher est effectué seulement si le test ANOVA est significatif ($p < 0,05$), il permet de discriminer les surfaces l'une de l'autre. '>' indique que les surfaces sont significativement différentes l'une de l'autre et '=' signale que les deux surfaces ne présentent pas de différence statistique. RA global, RA assise et RA pieds correspondent aux rapports d'adhérence respectivement pour l'ensemble des trois plate-formes, les plate-formes assise et repose-pied. 'C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon.

Les rapports d'adhérence pour l'ensemble des trois plate-formes, de l'assise et du repose-pied varient en fonction des CT des surfaces d'appui (tableau 3.8). Plus la surface est glissante, plus le rapport d'adhérence est faible. Toutefois, les différences entre les surfaces sont moins fréquentes au niveau du repose-pied que de l'assise et de l'ensemble des trois plate-formes où seul la surface téflon diffère des trois autres. Le tableau 3.8 montre, aussi, que les moyennes des amplitudes maximales du rapport d'adhérence au niveau de l'assise sont plus faibles que celles du repose-pied. Ceci provient de la diminution de la force normale au niveau du repose-pied, c'est à dire R_{zf} , alors que sur l'assise R_{zs} augmente (voir tableau 3.7 et figures 3.3 et 3.4).

Le risque de glissement est le rapport entre l'amplitude maximale du rapport d'adhérence survenant avant la fin de la montée de force et le COFs. Il est à la fois un critère fonctionnel de la dynamique posturale par rapport aux CT des surfaces d'appui et un critère de stabilité corporelle puisqu'un glissement se produit quand il est égal ou supérieur à 1.

Le risque de glissement (RG) est considéré pour les plate-formes assise (RG assise) et repose-pied (RG pieds) et pour l'ensemble des trois plate-formes (RG global).

Le risque de glissement varie en fonction des CT des surfaces d'appui, que l'analyse soit effectuée pour les plate-formes assise, repose-pied ou pour l'ensemble des trois plate-formes (tableau 3.9). Dans ces trois conditions, il est plus élevé avec les surfaces glissantes, téflon et isorel lisse, qu'avec les surfaces moins glissantes, carrelage et isorel rugueux. Le risque de glissement est toujours plus important au niveau de la plate-forme repose-pied qu'au niveau de la plate-forme assise.

Les valeurs du RG global sont proches de celles du RG assise.

	RG assise	RG pieds	RG global
Carrelage	0,318 (\pm 0,127)	0,482 (\pm 0,241)	0,335 (\pm 0,139)
Isorel rugueux	0,364 (\pm 0,104)	0,593 (\pm 0,312)	0,382 (\pm 0,103)
Isorel lisse	0,611 (\pm 0,172)	1,231 (\pm 0,471)	0,657 (\pm 0,146)
Téflon	0,733 (\pm 0,205)	1,211 (\pm 0,556)	0,773 (\pm 0,184)
Résultat ANOVA F(3, 24)	63,24 $p < 0,001$	29,05 $p < 0,01$	76,48 $p < 0,001$
Résultat test LSD de Fisher	T>IL>IR=C	IL=T>IR=C	T>IL>IR=C

Tableau 3.9 : Moyennes (\pm écart type) des risques de glissement pour chacune des surfaces d'appui
 Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA et test LSD de Fisher. Le test LSD de Fisher est effectué seulement si le test ANOVA est significatif ($p < 0,05$), il permet de discriminer les surfaces l'une de l'autre. '>' indique que les surfaces sont significativement différentes l'une de l'autre et '=' signale que les deux surfaces ne sont pas statistiquement différentes. RG global, RG assise et RG pieds correspondent aux risques de glissement respectivement pour l'ensemble des trois plate-formes, les plate-formes assise et repose-pied. C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon.

La figure 3.11 montre clairement l'augmentation du risque de glissement en fonction des CT des surfaces d'appui. La moyenne de RG pieds est supérieure à 1 pour les surfaces isorel lisse et téflon, ce qui indique un glissement des pieds sur le repose-pied.

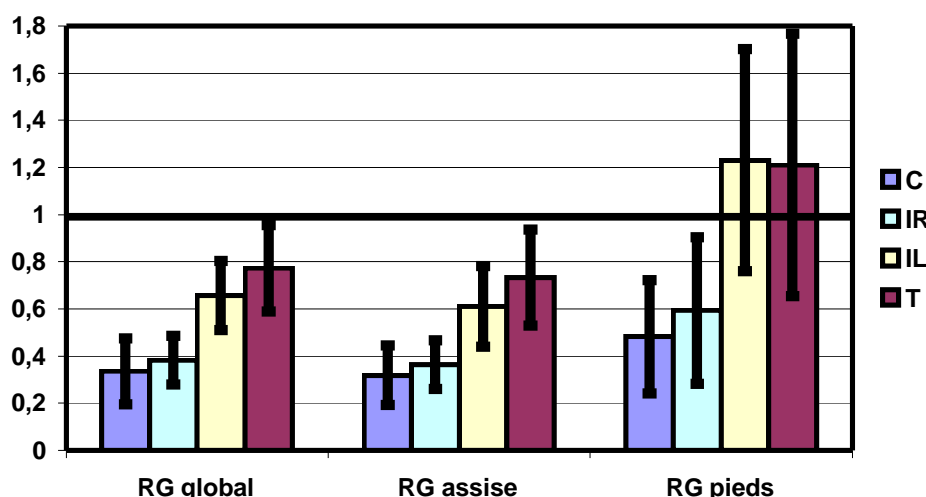


Figure 3.11 : Histogrammes des valeurs moyennes et écart-type des risques de glissement pour chacune des surfaces d'appui

RG global, RG assise et RG pieds correspondent aux risques de glissement calculés respectivement pour les trois plate-formes de force, pour les plate-formes assise et repose-pied. C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon. Le trait horizontal noir met en évidence la limite de glissement.

La figure 3.12 montre la relation entre le risque de glissement global et le COFs. Plus le COFs de la surface d'appui est faible, plus le risque de glissement global est élevé. Toutefois une marge de sécurité, inverse du risque de glissement, est toujours présente. En effet, d'après cette relation, le risque de glissement reste inférieur à 1 quel que soit le COFs. Ainsi, cette relation confirme que la dynamique posturale développée dépend des CT des surfaces d'appui et est limitée, pour les surfaces les plus glissantes, par le risque de glissement.

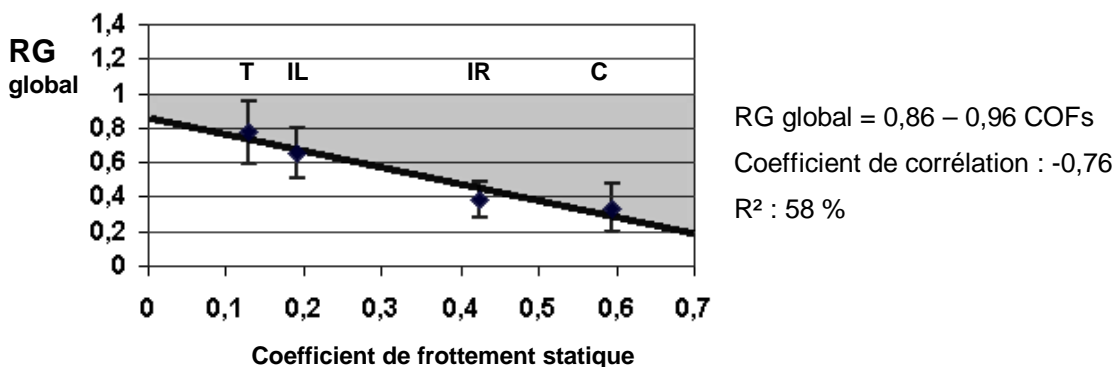


Figure 3.12 : Relation entre les moyennes des risques de glissement global et les coefficients de frottement statique pour les quatre surfaces d'appui

Les moyennes et écart-types du RG global sont donnés pour les 9 sujets. 'T', 'IL', 'IR' et 'C' correspondent respectivement aux surfaces téflon, isorel lisse, isorel rugueux et carrelage. L'équation de corrélation (trait oblique noir) et la marge de sécurité, c'est à dire la différence entre le risque de glissement et 1 (surface en grisée), sont dessinées. A droite est indiqué la relation paramétrique linéaire reliant le RG global au COFs. Le coefficient de corrélation de Pearson permet de mesurer la force de la relation linéaire et le R² indique la proportion de la variabilité expliquée par le modèle.

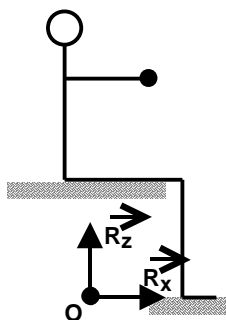
III.1.5. DEPLACEMENT DU CENTRE DE GRAVITE DU CORPS

Le déplacement du centre de gravité a été calculé le long de l'axe antéro-postérieur. Il est fonction de la configuration de l'ensemble de la chaîne corporelle.

Les valeurs positives indiquent un déplacement du centre de gravité vers l'avant du sujet par rapport à sa posture initiale et les valeurs négatives vers l'arrière du sujet.

L'allure générale des tracés du déplacement du centre de gravité du corps est semblable pour les quatre surfaces, d'une poussée à l'autre et d'un sujet à l'autre (figure 3.13). Le tracé est diphasique. Le centre de gravité se dirige d'abord vers l'avant puis vers l'arrière du sujet.

Les paramètres analysés sont le déplacement maximal vers l'avant contemporain de la montée de force et le déplacement final du centre de gravité à la date de la fin de la montée de force (voir figure 2.12).



Déplacement du centre de gravité du corps (mm)

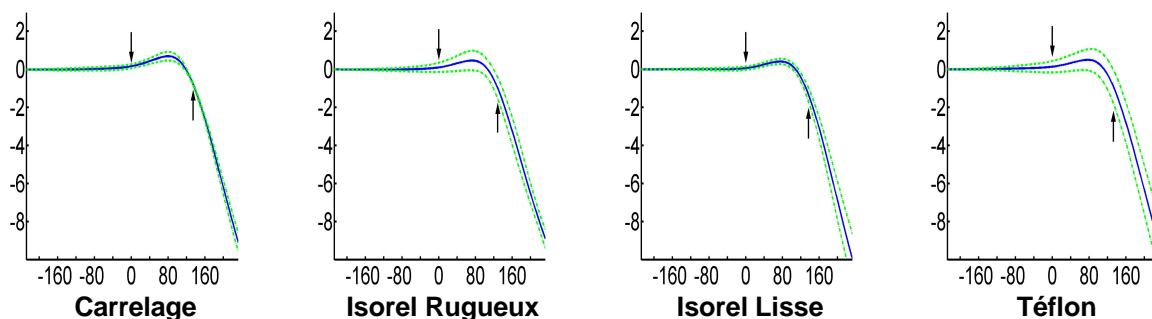


Figure 3.13 : Tracés du déplacement du centre de gravité du corps pour les quatre surfaces d'appui
 Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées par surfaces, exercées par un sujet représentatif. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

Le déplacement du centre de gravité ne présente pas de différence significative en fonction des CT des surfaces ni pour le déplacement maximal vers l'avant ni pour le déplacement final (tableau 3.10). Son déplacement se fait sur une distance de quelques millimètres, très faible, par rapport au déplacement du centre des pressions global, qui est de quelques dizaines de mm (voir tableau 3.7).

	Déplacement vers l'avant (mm)	Déplacement final (mm)
Carrelage	1,6 (\pm 1,3)	-0,4 (\pm 1,9)
Isorel rugueux	1,4 (\pm 1,5)	-0,2 (\pm 2,4)
Isorel lisse	2,1 (\pm 2,5)	0,9 (\pm 3,2)
Téflon	2,3 (\pm 3,8)	1,4 (\pm 4,2)
Résultat ANOVA F(3, 24)	0,78 $p > 0,05$	2,11 $p > 0,05$

Tableau 3.10 : Moyennes (\pm écart type) du déplacement vers l'avant et du déplacement final du centre de gravité du corps pour les quatre surfaces d'appui

Les 9 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA.

Ainsi bien que la dynamique posturale soit différente entre les surfaces au cours de la montée de force, le déplacement du centre de gravité est réduit et semblable quelles que soient les CT des surfaces d'appui. Ce faible déplacement résulte de la position « quasi-statique » conservée par le sujet au cours de la montée de force. En effet, les consignes le contraignent à rester en contact avec les plate-formes, assise et repose-pied, et à garder ses membres supérieurs tendus, les mains tenant la barre.

En résumé :

L'ensemble des résultats de cette première étude montre que la force maximale exercée sur la barre dynamométrique et l'organisation posturo-cinétique contemporaine de la montée de force varient avec les CT des surfaces d'appui. Ils augmentent avec l'élévation du COFs. Le risque de glissement change de façon inversement proportionnelle au COFs. Il reste, en moyenne, en dessous du seuil de glissement pour les quatre surfaces étudiées quand il est calculé au niveau de l'assise et de l'ensemble des trois plate-formes. En revanche le glissement des pieds sur le repose-pied est fréquent avec les surfaces les plus glissantes, isorel lisse et téflon. La durée de la montée de force, la posture initiale, les APA et le déplacement du centre de gravité ne diffèrent pas selon les CT des surfaces d'appui.

La reproductibilité des décours temporels de l'ensemble des variables mesurées sur la barre dynamométrique et les plate-formes de force, d'une montée de force à l'autre, d'une surface à l'autre et entre les sujets, met en évidence une organisation bien établie de la dynamique corporelle au cours de la tâche de montée de force quelles que soient les CT des surfaces d'appui.

III.2. INFLUENCE DE L'AIRES DE CONTACT AVEC L'ASSISE SUR LA PERFORMANCE ET L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE EN FONCTION DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI

La première étude de ce travail a mis en évidence que la force exercée sur la barre et l'organisation posturo-cinétique étaient influencées par les CT des surfaces d'appui. Cette deuxième étude a pour objectif d'analyser l'effet de la réduction de l'aire de contact avec l'assise, sur la performance et l'organisation posturo-cinétique, en fonction des CT des surfaces d'appui dans le même paradigme expérimental utilisé dans la première étude.

Les deux surfaces d'appui, précédemment étudiées, ayant les coefficients de frottement statique les plus éloignés, le carrelage et le téflon, ont été considérées. Deux conditions posturales ont été analysées : assise 100% qui correspond à un contact du sujet avec l'assise sur toute la longueur fesses-cuisses et assise 40% laquelle correspond à 40% de cette longueur. Dans cette dernière condition posturale, le sujet est en contact avec l'assise principalement au niveau de ses fesses. Au total, quatre conditions expérimentales ont été analysées.

Cette deuxième étude a été abordée suivant quatre points. Les postures initiale et finale ont été considérées dans un premier temps. Puis, les effets croisés de la réduction de l'aire de contact avec l'assise et des CT des surfaces d'appui ont été analysés sur :

- Û la performance,
- Û l'organisation posturo-cinétique avant et pendant la montée de force,
- Û l'évolution des coefficients d'adhérence et des risques de glissement.

III.2.1. POSTURES INITIALE ET FINALE

Cette analyse a pour but à la fois de valider la cohérence des mesures par rapport à la loi de Newton qui dit, en statique, que la résultante des forces extérieures appliquées au système doit être nulle et de déterminer la posture initiale adoptée par le sujet pour chacune des deux conditions posturales.

Les variables analysées sont les forces de réaction le long des axes antéro-postérieur et vertical des plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf}) et de la barre dynamométrique (F_x et F_z). Les positions des centres des pressions au niveau de l'assise (X_{ps}), du repose-pied (X_{pf}) et de l'ensemble des trois plate-formes (X_p) ainsi que les moments d'axes antéro-postérieur et latéral par rapport à la position du centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes (M_{px} et M_{py}) ont été étudiés dans la posture initiale.

Posture initiale

La posture initiale adoptée par le sujet est quantifiée par la moyenne des valeurs des tracés cinétiques relevées pendant les 100 ms précédant le signal d'exécution (voir figures 2.7 et 2.8).

Condition posturale / Surface	F_x (N)	R_{xs} (N)	R_{xf} (N)
Assise 100% / Carrelage	8,3 (\pm 4,9)	6,7 (\pm 3,3)	7,5 (\pm 4,0)
Assise 40% / Carrelage	9,5 (\pm 3,9)	7,5 (\pm 5,1)	6,5 (\pm 5,2)
Assise 100% / Téflon	9,0 (\pm 5,4)	8,4 (\pm 6,3)	8,1 (\pm 4,1)
Assise 40% / Téflon	8,9 (\pm 3,9)	6,5 (\pm 8,1)	8,5 (\pm 3,4)

Condition posturale / Surface	F_z (N)	R_{zs} (N)	R_{zf} (N)
Assise 100% / Carrelage	2,1 (\pm 8,3)	636,9 (\pm 21,4)	124,9 (\pm 34,5)
Assise 40% / Carrelage	-0,5 (\pm 8,6)	600,2 (\pm 27,7)	163,2 (\pm 22,5)
Assise 100% / Téflon	2,3 (\pm 7,9)	643,4 (\pm 27,3)	121,6 (\pm 33,1)
Assise 40% / Téflon	2,6 (\pm 8,0)	602,5 (\pm 35,1)	160,1 (\pm 27,3)

Condition posturale / Surface	X_{ps} (mm)	X_{pf} (mm)	X_p (mm)	M_{py} (N.m)	M_{px} (N.m)
Assise 100% / Carrelage	38,2 (\pm 14,8)	-4,9 (\pm 7,3)	107 (\pm 21,3)	$4,0 \times 10^{-6}$ ($\pm 1,9 \times 10^{-6}$)	$1,8 \times 10^{-6}$ ($\pm 1,5 \times 10^{-6}$)
Assise 40% / Carrelage	224,3 (\pm 28,4)	-28,5 (\pm 17,0)	326 (\pm 28,5)	$16,8 \times 10^{-6}$ ($\pm 3,5 \times 10^{-6}$)	$1,4 \times 10^{-6}$ ($\pm 1,2 \times 10^{-6}$)
Assise 100% / Téflon	35,7 (\pm 15,4)	-9,9 (\pm 16,8)	100 (\pm 27,1)	$3,0 \times 10^{-6}$ ($\pm 1,8 \times 10^{-6}$)	$2,2 \times 10^{-6}$ ($\pm 3,1 \times 10^{-6}$)
Assise 40% / Téflon	213,3 (\pm 14,0)	-34,3 (\pm 16,3)	314 (\pm 35,0)	$19,9 \times 10^{-6}$ ($\pm 13,1 \times 10^{-6}$)	$1,2 \times 10^{-6}$ ($\pm 1,5 \times 10^{-6}$)

Tableau 3.11 : Moyennes (\pm écart type) des valeurs initiales pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. R_{xs} , R_{xf} et F_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et F_z aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} , X_{pf} et X_p au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés au niveau des plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}) et de la barre dynamométrique (F_x et F_z). M_{px} et M_{py} correspondent respectivement au moment d'axes antéro-postérieur et latéral par rapport à la position du centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes (X_p).

La somme des forces externes, au corps du sujet, à la fois le long des axes antéro-postérieur ($F_x + R_{xs} + R_{xf}$) et vertical ($F_z + R_{zs} + R_{zf}$) est inférieure à 8 N (tableau 3.11) (voir repères figure 2.6 et annexe 2). Cette erreur est due à la mesure des capteurs.

Les deux conditions posturales, assise 100% et assise 40%, se traduisent par une répartition différente du poids du sujet sur l'assise et le repose-pied (tableau 3.11). R_{zs} diminue et R_{zf} augmente de la condition posturale assise 100% à la condition assise 40%. La masse corporelle est répartit, en moyenne pour les deux surfaces, à 84% sur la plate-forme assise pour la condition posturale assise 100%, et à 79% sur la plate-forme assise pour la condition posturale assise 40%.

M_{px} et M_{py} permettent de vérifier la cohérence des mesures. En effet, par définition le centre des pressions est le barycentre de l'ensemble des forces de réaction verticales et où leur moment résultant doit être nul. Les moyennes de ces variables sont proches de 0 N.m (tableau 3.11). Ces résultats sont cohérents avec les attendus. En posture initiale, les sujets se trouvent en équilibre.

Les positions des centres des pressions sont calculées par rapport à l'origine des repères (voir figure 2.6 et annexe 2). La position du centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes, X_p , diffère entre les deux conditions posturales étudiées (tableau 3.11). Cette variation résulte de la consigne donnée au sujet : en condition assise 100%, le sujet repose sur l'assise sur toute sa longueur fesses-cuisses alors qu'en condition assise 40%, il est en contact seulement avec la partie antérieure de la plate-forme assise (voir figure 2.5). Ainsi le centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes est situé plus en avant lorsque le sujet est en condition posturale assise 40% par rapport à la condition posturale assise 100%.

Calcul de la localisation de la position du centre des pressions de l'ensemble des trois plate-formes par rapport au bord postérieur des fesses du sujet

Cette analyse a pour objectif de situer le centre des pressions par rapport au sujet. La longueur moyenne fesses-cuisses, plus précisément la distance entre le bord postérieur des fesses et le creux poplité, des 6 sujets est de 465mm. La longueur de la plate-forme assise est de 600mm, l'origine du repère étant au centre de la plate-forme, il se situe à 300mm de son bord antérieur.

Pour la condition posturale assise 100%, la position du centre des pressions de l'ensemble des trois plates-formes est à 104mm, en moyenne pour les deux surfaces, en avant de l'origine du repère. Le bord postérieur des fesses se trouve à 165mm en arrière de l'origine du repère (465mm-300mm). Ainsi, la distance entre le bord postérieur des fesses et le centre des pressions de l'ensemble des trois plates-formes est de 269 mm (165mm+104mm).

Pour la condition posturale assise 40%, la position du centre des pressions de l'ensemble des trois plates-formes est à 320mm, en moyenne pour les deux surfaces, en avant de l'origine du repère. La longueur fesses-cuisses en contact avec la partie antérieure de la plate-forme assise est de 186mm. Le bord postérieur des fesses se situe donc à 114mm en avant de l'origine du repère. Ainsi le centre des pressions de l'ensemble des trois plates-formes se trouve à 206mm en avant du bord postérieur des fesses (320mm-114mm).

De ce fait, la position du centre des pressions global se situe plus en arrière lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite.

Calcul de la distance entre la position du centre des pressions de l'assise et du repose-pied

La distance moyenne mesurée, pour les 6 sujets, entre l'origine des repères de l'assise, O_s , et du repose-pied, O_f , est pour la condition posturale assise 100% de 460 mm et pour la condition assise 40% de 730mm. Ainsi, la distance entre le centre des pressions de l'assise et du repose-pied est, en moyenne pour les deux surfaces, de 416mm (460mm-37mm-7mm) et de 480mm (730mm-219mm-31mm) pour, respectivement, les conditions posturales assise 100% et assise 40%.

Ainsi le bras de levier est plus long lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite.

La figure 3.14 représente les positions des centres des pressions, mesuré sur les plate-formes assise et repose-pied et pour l'ensemble des trois plate-formes, en position initiale et dans les deux conditions posturales. Elle montre aussi le bras de levier entre le centre des pressions de l'assise et du repose-pied.

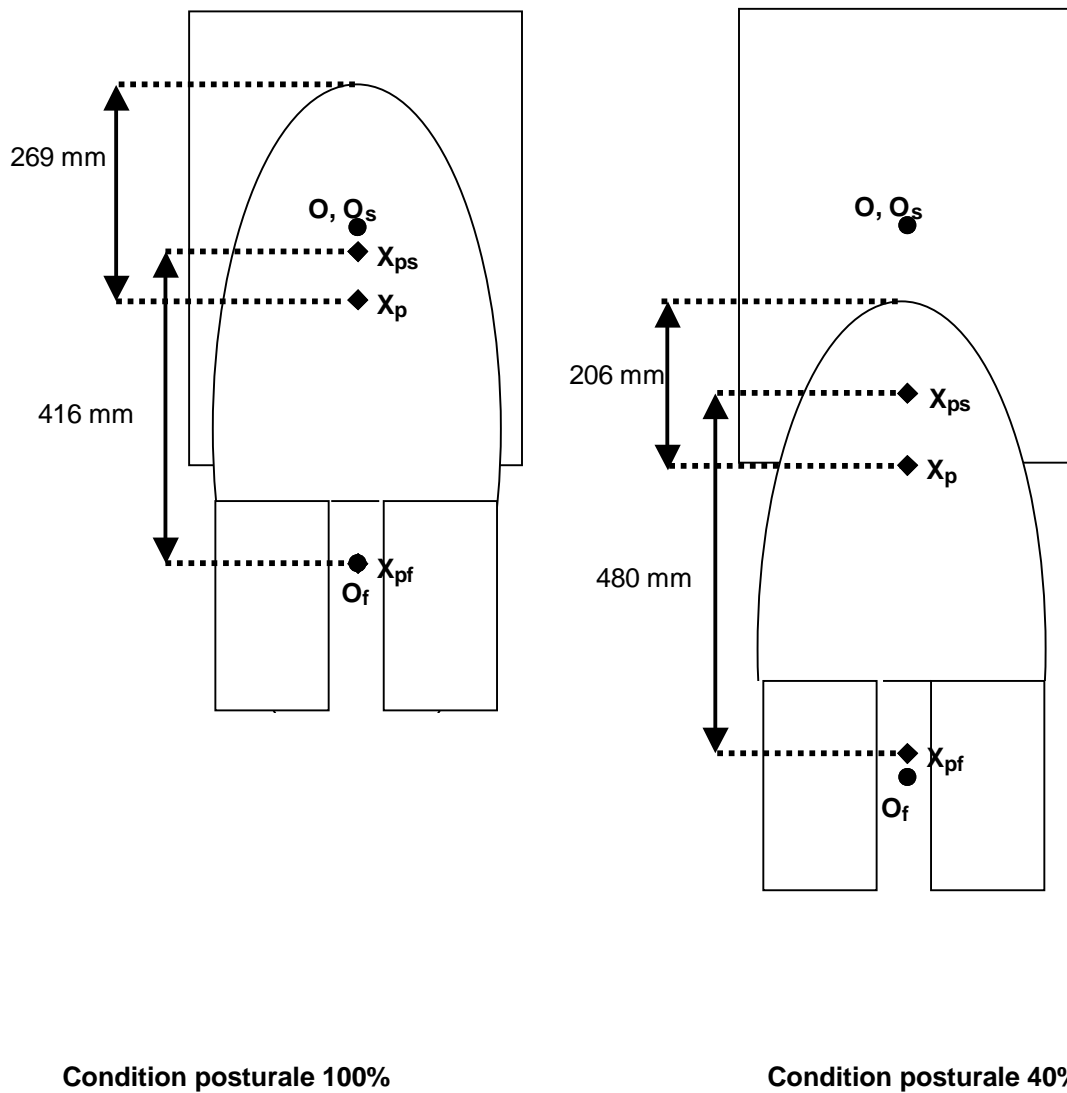


Figure 3.14 : Schémas récapitulatifs de la position des centres des pressions dans les conditions posturales assises 100% et 40%

Position des centres des pressions globaux (X_p), de l'assise (X_{ps}) et du repose-pied (X_{pf}) dans les deux conditions posturales assises 100% et 40%. O , O_s et O_f représentent l'origine des repères, respectivement, pour l'ensemble des trois plate-formes, des plate-formes assise et repose-pied.

Posture finale

La posture finale adoptée par le sujet est quantifiée par la moyenne des valeurs des tracés cinétiques relevées pendant 100 ms mesurés 300ms après la fin de la montée de force, c'est à dire du pic de F_x (voir figures 2.7 et 2.8).

Condition posturale / Surface	F_x (N)	R_{xs} (N)	R_{xf} (N)
Assise 100% / Carrelage	247,5 (\pm 34,6)	243,9 (\pm 42,2)	7,4 (\pm 5,1)
Assise 40% / Carrelage	280,8 (\pm 41,1)	275,2 (\pm 44,6)	5,5 (\pm 5,5)
Assise 100% / Téflon	187,0 (\pm 52,7)	177,1 (\pm 51,0)	7,8 (\pm 5,4)
Assise 40% / Téflon	196,2 (\pm 28,7)	195,0 (\pm 29,4)	6,4 (\pm 4,5)

Condition posturale / Surface	F_z (N)	R_{zs} (N)	R_{zf} (N)
Assise 100% / Carrelage	98,6 (\pm 32,0)	801,1 (\pm 39,4)	53,7 (\pm 18,3)
Assise 40% / Carrelage	122,6 (\pm 27,2)	833,8 (\pm 31,1)	48,3 (\pm 12,4)
Assise 100% / Téflon	82,5 (\pm 25,3)	784,3 (\pm 40,4)	60,0 (\pm 18,0)
Assise 40% / Téflon	79,6 (\pm 37,1)	764,1 (\pm 36,2)	76,4 (\pm 27,8)

Tableau 3.12 : Moyennes (\pm écart type) des valeurs finales pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. R_{xs} , R_{xf} et F_x correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} , R_{zf} et F_z aux composantes verticales des forces de réactions mesurés au niveau des plate-formes assise (R_{xs} et R_{zs}) et repose-pied (R_{xf} et R_{zf}) et de la barre dynamométrique (F_x et F_z).

La somme des forces externes, au corps du sujet, à la fois le long des axes antéro-postérieur ($F_x + R_{xs} + R_{xf}$) et vertical ($F_z + R_{zs} + R_{zf}$) est inférieure à 12 N (tableau 3.12) (voir repères figure 2.6 et annexe 2).. L'erreur est acceptable, elle est due à la mesure des capteurs.

Les tracés des variables mesurées sur une période de 1200ms sont présentées en annexe 4 pour une poussée effectuée par un sujet avec la surface d'appui carrelage en condition posturale assise 100%.

III.2.2. PERFORMANCE

La consigne donnée au sujet est identique à celle de la première étude : pousser le plus vite et le plus fort possible horizontalement et symétriquement des deux mains sur la barre dynamométrique. Les forces de réaction de la barre dynamométrique ont été mesurées à la fois le long de l'axe antéro-postérieur, F_x , et de l'axe vertical, F_z .

La figure 3.15 présente les décours temporels des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique pour les quatre conditions expérimentales étudiées : deux aires de contact avec l'assise et deux surfaces d'appui ayant des CT différentes. Les dates de début et de fin de montée de force sont, comme précédemment, déterminés à partir du tracé de F_x , elles correspondent respectivement à l'initiation de l'ascension du tracé de F_x et au pic maximal qui suit (voir figure 2.7).

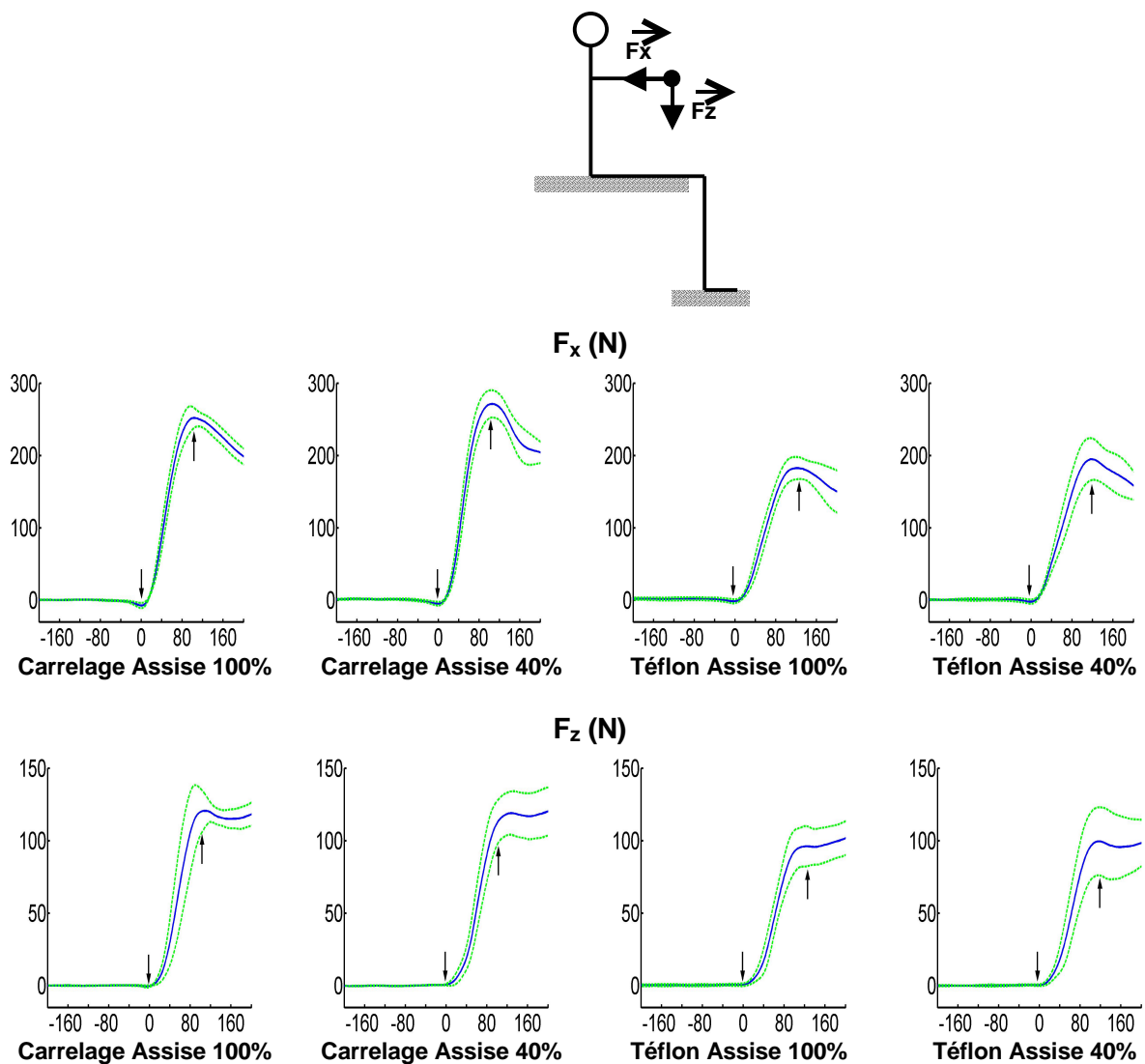


Figure 3.15 : Tracés des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique le long des axes antéro-postérieur, F_x , et vertical, F_z , pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées exercées par un sujet représentatif. En ordonnée, la force est exprimée en Newton, en abscisse le temps est donné en ms. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

Les tracés des forces de réaction mesurées le long des deux axes, antéro-postérieur, F_x , et vertical, F_z , présentent une ascension rapide, monotone et régulière dans les quatre conditions expérimentales (figure 3.15). Elles correspondent à l'effort de poussée isométrique effectué par le sujet sur la barre dynamométrique. L'allure générale de ces forces de réaction est semblable d'une poussée à l'autre et d'un sujet à l'autre, dans les deux conditions posturales et avec les deux surfaces d'appui étudiées. L'ascension de F_x est toujours précédée d'une cupule. Les dates de début et de fin de la montée de force correspondent approximativement au début et au pic de l'ascension de F_z . Ces tracés mettent en évidence la présence d'une force de réaction le long de l'axe vertical non négligeable bien que la consigne donnée au sujet soit de pousser horizontalement.

Comme dans la première étude, deux critères de performance ont été étudiés : l'amplitude maximale et la durée de la montée de force (voir figure 2.8). L'amplitude maximale de la force de réaction le long de l'axe vertical, F_z , contemporaine de la montée de force a aussi été analysée.

F_x (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	253 (\pm 52)	287 (\pm 49)	56,12 p<0,001
	Téflon	183 (\pm 60)	197 (\pm 41)	2,12 p>0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	189,12 p<0,001	191,30 p<0,001	

Tableau 3.13 : Moyennes (\pm écart type) de l'amplitude maximale de F_x pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA.

Le tableau 3.13 montre que les résultats statistiques de l'amplitude maximale de F_x diffèrent selon les CT des surfaces d'appui. Sur la surface carrelage, l'amplitude maximale de F_x présente une différence significative entre les deux conditions posturales. Elle augmente avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise, c'est à dire de la condition posturale assise 100% à la condition posturale assise 40%. Cette augmentation est de l'ordre de 13 %. En revanche lorsque la poussée est effectuée sur la surface téflon, la réduction de l'aire de contact avec l'assise n'entraîne pas de modification, statistiquement significative, de l'amplitude maximale de F_x .

Pour chacune des deux conditions posturales, l'amplitude maximale de F_x est plus élevée avec le carrelage qu'avec le téflon.

F_z (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	108 (\pm 30)	120 (\pm 28)	7,44 $p < 0,05$
	Téflon	94 (\pm 35)	95 (\pm 33)	0,02 $p > 0,05$
	Résultat ANOVA F(1, 5)	9,26 $p < 0,05$	16,48 $p < 0,01$	

Tableau 3.14 : Moyennes (\pm écart type) de l'amplitude maximale de F_z contemporaine de la montée de force pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%
 Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA.

L'amplitude maximale de la force de réaction mesurée le long de l'axe vertical (F_z), contemporaine de la montée de force, présente une différence significative entre les deux conditions posturales avec la surface carrelage mais pas avec la surface téflon (tableau 3.14). Avec la surface carrelage, elle augmente de 11 % des conditions posturales assise 100% à assise 40%. Dans les deux conditions posturales, l'amplitude maximale de F_z , contemporaine de la montée de force, est significativement plus élevée lorsque la poussée est exercée sur la surface carrelage que sur la surface téflon.

La figure 3.16 souligne que les résultats statistiques de ces deux forces de réaction évoluent en phase à la fois en fonction des CT des surfaces d'appui et en fonction de l'aire de contact avec l'assise. L'amplitude maximale de F_z représente 40% à 50% de celle de F_x .

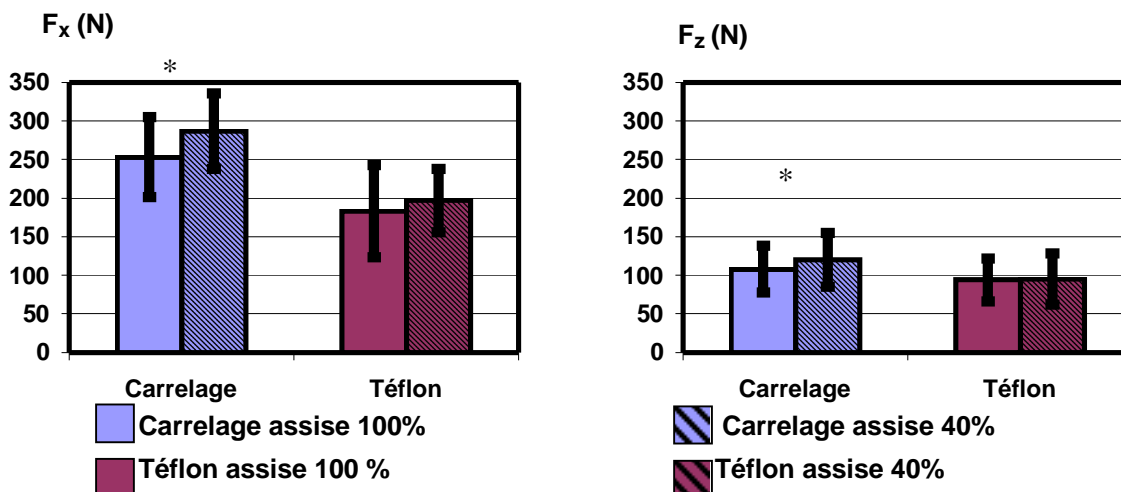


Figure 3.16 : Histogrammes des amplitudes moyennes et écart-type de F_x et F_z pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%
 * correspond à $p < 0,05$ résultat ANOVA (voir tableaux 3.11 et 3.12).

La durée de la montée de force ne présente pas de différence significative à la fois entre les deux surfaces d'appui, présentant des CT différentes, pour une même condition posturale et entre les deux aires de contact avec l'assise pour une même surface.

Durée de la montée de force		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	129 (± 18)	132 (± 33)	0,43 p>0,05
	Téflon	125 (± 29)	135 (± 26)	2,21 p>0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	2,15 p>0,05	0,66 p>0,05	

Tableau 3.15 : Moyennes (± écart type) de la durée de la montée de force pour les surfaces d'appui carrelage et téflon dans les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA.

En résumé :

Bien que la consigne soit de pousser horizontalement, le sujet exerce, en réalité, sur la barre une poussée vers le haut et l'avant. Une force de réaction le long de l'axe vertical, mesurée sur la barre, est présente ; elle correspond environ à la moitié de l'amplitude maximale de la force de réaction le long de l'axe antéro-postérieur. Ces deux forces de réaction évoluent en phase selon les CT des surfaces d'appui et les conditions posturales. Suivant les CT des surfaces sur lesquelles le sujet prend appui, F_x et F_z ne présentent pas la même variation selon l'aire de contact avec l'assise. Sur la surface carrelage, les forces de réaction augmentent de la condition posturale assise 100% à la condition assise 40%, alors qu'elles n'entraînent pas de différences significatives avec la surface téflon. La durée de la montée de force ne présente pas de différence significative pour les quatre conditions expérimentales.

Les décours temporels sont reproductibles d'une condition posturale à l'autre et d'une surface d'appui à l'autre, ce qui montre une organisation bien établie de la tâche de montée de force.

III.2.3. ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE

Cette analyse considère successivement les phénomènes dynamiques survenant avant le début de la poussée (APA) et ceux contemporains de la montée de force.

Les tracés des variables sont présentés en annexe 5. Ces tracés sont reproductibles d'une condition posturale à l'autre et d'une surface d'appui à l'autre.

III.2.3.1. DUREES DES AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATEURS

Les APA ont été analysés en fonction de leur durée et de leur amplitude (voir figures 2.8 et 2.9). Leur analyse a été effectuée de manière partitive c'est à dire séparément au niveau de la plate-forme assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et de la plate-forme repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}).

Les APA se produisant avant T0, ils sont exprimés négativement. Ils sont présentés dans le tableau 3.16.

Les APA sont présents, dans les quatre conditions expérimentales, parmi toutes les variables considérées, aussi bien sur les plate-formes assise que repose-pied (tableau 3.16). Leur durée, mesurée au niveau des variables R_{xs} , R_{zs} et R_{zf} , est significativement plus longue lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite.

La chronologie d'apparition des APA est similaire dans les deux conditions posturales et pour les deux surfaces. Les APA sont tout d'abord enregistrés le long de l'axe vertical. La durée des APA entre R_{zs} et R_{zf} ne présente pas de différence significative ($p > 0,05$). Puis, ils apparaissent le long de l'axe antéro-postérieur sur la plate-forme assise (R_{xs}). Ensuite ils sont enregistrés au niveau du centre des pressions. La durée des APA entre X_{ps} et X_{pf} ne présente pas de différence significative ($p > 0,05$). Enfin ils sont présents le long de l'axe antéro-postérieur au niveau de la plate-forme repose-pied (R_{xf}).

R_{xs} (ms)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-45 (\pm 22)	-66 (\pm 21)	7,31 p<0,05
	Téflon	-46 (\pm 25)	-62 (\pm 31)	12,18 p<0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,01 p > 0,05	2,62 p > 0,05	

R_{zs} (ms)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-61 (\pm 20)	-80 (\pm 23)	6,36 p<0,05
	Téflon	-64 (\pm 30)	-76 (\pm 27)	9,67 p<0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	3,26 p > 0,05	0,69 p > 0,05	

X_{ps} (ms)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-44 (\pm 19)	-54 (\pm 14)	2,40 p > 0,05
	Téflon	-40 (\pm 24)	-50 (\pm 23)	2,21 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,91 p > 0,05	0,36 p > 0,05	

R_{xf} (ms)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-25 (\pm 17)	-28 (\pm 15)	0,47 p > 0,05
	Téflon	-29 (\pm 25)	-29 (\pm 21)	0,00 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,21 p > 0,05	0,00 p > 0,05	

R_{zf} (ms)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-56 (\pm 18)	-74 (\pm 20)	8,51 p<0,05
	Téflon	-59 (\pm 24)	-73 (\pm 20)	26,71 p<0,01
	Résultat ANOVA F(1, 5)	2,48 p > 0,05	0,01 p > 0,05	

X_{pf} (ms)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-44 (\pm 23)	-53 (\pm 19)	2,36 p > 0,05
	Téflon	-43 (\pm 21)	-48 (\pm 18)	0,84 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,04 p > 0,05	1,06 p > 0,05	

Tableau 3.16 : Moyennes (\pm écart type) des durées des APA pour les surfaces d'appui carrelage et téflon dans les conditions posturales assises 100% et 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. R_{xs} et R_{xf} correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} et R_{zf} aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} et X_{pf} au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés au niveau des plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}).

En rapprochant ces résultats de ceux de l'amplitude maximale de la montée de force, il n'apparaît pas de relation évidente entre la durée des APA et la performance. En effet, la réduction de l'aire de contact avec l'assise favorise l'allongement de la durée des APA pour les deux surfaces, présentant des CT différentes, alors qu'elle n'est associée à une augmentation de l'amplitude de la montée de force qu'avec la surface carrelage.

III.2.2.3. AMPLITUDES DES AJUSTEMENTS POSTURAUX ANTICIPATEURS

L'amplitude des APA correspond à la valeur maximale des forces de réaction, ou du déplacement du centre des pressions, avant le début de la montée de force (T0) par rapport à leur valeur initiale (voir figures 2.8 et 2.9).

R_{xs} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	8,7 (\pm 6,3)	9,0 (\pm 5,1)	0,03 p > 0,05
	Téflon	7,1 (\pm 5,9)	8,3 (\pm 3,7)	1,17 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,83 p > 0,05	5,52 p > 0,05	

R_{zs} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	49,3 (\pm 34,5)	52,5 (\pm 42,0)	0,05 p > 0,05
	Téflon	45,9 (\pm 36,5)	49,9 (\pm 29,0)	0,45 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,12 p > 0,05	0,13 p > 0,05	

X_{ps} (mm)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-4,6 (\pm 5,1)	-3,6 (\pm 2,0)	0,38 p > 0,05
	Téflon	-3,2 (\pm 4,4)	-2,9 (\pm 1,0)	0,04 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	1,53 p > 0,05	1,42 p > 0,05	

R_{xf} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	1,6 (\pm 1,4)	1,3 (\pm 2,5)	0,18 p > 0,05
	Téflon	1,9 (\pm 1,1)	1,9 (\pm 1,6)	0,00 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	0,41 p > 0,05	0,98 p > 0,05	

R_{zf} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-18,4 (\pm 10,9)	-18,2 (\pm 14,3)	0,00 p > 0,05
	Téflon	-15,4 (\pm 9,9)	-18,1 (\pm 7,7)	0,72 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	2,20 p > 0,05	0,00 p > 0,05	

X_{pf} (mm)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	2,7 (\pm 5,3)	2,6 (\pm 3,2)	0,01 p > 0,05
	Téflon	0,1 (\pm 3,9)	0,9 (\pm 2,4)	0,51 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	5,40 p > 0,05	4,65 p > 0,05	

Tableau 3.17 : Moyennes (\pm écart type) des amplitudes des APA pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assises 100% et 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. R_{xs} et R_{xf} correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} et R_{zf} correspondent aux composantes verticales des forces de réactions, X_{ps} et X_{pf} au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés au niveau des plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}).

Les sens et les directions des forces de réactions et du déplacement du centre des pressions sont similaires pour les deux surfaces, carrelage et téflon, et pour les deux conditions posturales, assise 100% et assise 40% (tableau 3.17). L'amplitude des APA des forces de réaction le long des axes antéro-postérieur et vertical, en valeur absolue, est plus élevée sur la

plate-forme assise que sur celle du repose-pied. L'amplitude des APA enregistrée sur les plate-formes assise et repose-pied ne diffèrent statistiquement ni en fonction des conditions posturales ni en fonction des CT des surfaces d'appui (tableau 3.17). Ainsi, bien que la durée des APA soit plus longue lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite, pour les variables R_{xs} , R_{zs} et R_{zf} , elle n'engendre pas d'augmentation de leur amplitude.

III.2.2.4. AMPLITUDES DES PHENOMENES DYNAMIQUES CONTEMPORAINS DE LA MONTEE DE FORCE

Le paramètre étudié est l'amplitude maximale des forces de réaction et du déplacement du centre des pressions contemporain de la montée de force (voir figures 2.8 et 2.9).

Pour les deux conditions posturales étudiées, assise 100% et assise 40%, le sens et la direction des forces de réaction et du déplacement du centre des pressions, au cours de la montée de force sont similaires à ceux des APA, à l'exception de X_{pf} (tableaux 3.17 et 3.18). X_{pf} se dirige d'abord vers les orteils puis vers les talons.

Pour chacune des deux conditions posturales, l'amplitude des phénomènes dynamiques augmente avec l'élévation du COFs (tableau 3.18).

Les amplitudes maximales des phénomènes dynamiques contemporains de la montée de force présentent une évolution différente, d'une condition posturale à l'autre, suivant les CT des surfaces d'appui (tableau 3.18). En effet, lorsque le sujet prend appui sur le carrelage, les amplitudes des variables augmentent, en valeur absolue, significativement de la condition posturale assise 100% à la condition assise 40%, à l'exception de X_{pf} . En revanche, lorsque le sujet est en contact avec le téflon, les amplitudes des variables mesurées sur la plate-forme assise n'entraînent pas de différence significative. Avec cette surface, seules l'amplitude des variables R_{xf} et R_{zf} augmentent de la condition assise 100% à la condition assise 40%. Ainsi, lors de la réduction de l'aire de contact avec l'assise, la variation de la dynamique enregistrée sur la plate-forme assise diffère en fonction des CT des surfaces. En revanche, la dynamique enregistrée sur le repose-pied augmente pour les deux surfaces, carrelage et téflon, de la condition posturale assise 100% à la condition assise 40%.

R_{xs} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	127,1 (\pm 22,5)	150,1 (\pm 32,2)	25,49 p<0,01
	Téflon	80,9 (\pm 26,1)	82,3 (\pm 18,2)	0,08 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	36,68 p<0,001	80,85 p<0,001	

R_{zs} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	167,3 (\pm 37,2)	231,8 (\pm 48,2)	20,77 p<0,01
	Téflon	144,8 (\pm 37,8)	163,9 (\pm 41,9)	2,43 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	62,91 p<0,001	33,68 p<0,001	

X_{ps} (mm)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-25,7 (\pm 9,6)	-32,0 (\pm 6,2)	8,69 p<0,05
	Téflon	-10,9 (\pm 5,5)	-12,3 (\pm 4,6)	0,31 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	36,29 p<0,001	70,50 p<0,001	

R_{xf} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	12,3 (\pm 4,5)	23,0 (\pm 6,8)	31,92 p<0,001
	Téflon	10,7 (\pm 5,6)	18,8 (\pm 8,3)	10,79 p<0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	3,16 p > 0,05	7,22 p<0,05	

R_{zf} (N)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-62,1 (\pm 19,0)	-108,7 (\pm 19,7)	22,31 p<0,01
	Téflon	-42,1 (\pm 12,8)	-69,8 (\pm 23,0)	13,03 p<0,01
	Résultat ANOVA F(1, 5)	10,14 p<0,05	1131,63 p<0,001	

X_{pf} (mm)		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	-23,2 (\pm 6,3)	-29,7 (\pm 12,9)	1,64 p > 0,05
	Téflon	-15,1 (\pm 10,4)	-17,6 (\pm 10,2)	2,75 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	3,65 p > 0,05	10,93 p<0,05	

Tableau 3.18 : Moyennes (\pm écart type) des amplitudes des phénomènes dynamiques contemporains de la montée de force pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assises 100% et 40%
 Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. R_{xs} et R_{xf} correspondent aux composantes antéro-postérieures des forces de réactions, R_{zs} et R_{zf} correspondent aux composantes verticales des forces de réactions et X_{ps} et X_{pf} au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement mesurés au niveau des plate-formes assise (R_{xs} , R_{zs} et X_{ps}) et repose-pied (R_{xf} , R_{zf} et X_{pf}).

En rapprochant les résultats de la dynamique mesurée sur l'assise contemporaine de la montée de force à ceux de la performance, c'est à dire l'amplitude de la montée de force, il apparaît que leur variation, d'un point de vue statistique, est conjointe en fonction des conditions posturales et des CT des surfaces d'appui. En effet, lorsque le sujet effectue la montée de force en appui sur du carrelage, à la fois les forces de réaction enregistrées sur la barre dynamométrique et sur la plate-forme assise augmentent significativement de la condition posturale assise 100% à la condition assise 40%. Par contre, pour les poussées effectuées avec le téflon, les forces de réaction enregistrées sur la barre dynamométrique et sur la plate-forme assise ne présentent pas de différence significative entre les deux conditions posturales.

En résumé :

Les deux conditions posturales, assise 100% et assise 40%, se différencient par une répartition différente de la masse corporelle sur les plate-formes. Lorsque la surface d'appui est réduite, la masse reposant sur l'assise est plus faible. Elle présente, aussi, un bras de levier, entre les centres de pressions de l'assise et du repose-pied, plus long.

Les APA sont présents dans les quatre conditions expérimentales ; leur chronologie d'apparition est similaire. Leur apparition est plus précoce pour la condition assise 40% que pour la condition assise 100%. Ainsi ces résultats soulignent que le processus de préparation de la montée de force est semblable dans les quatre conditions expérimentales, mais commence plus tôt lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite. L'augmentation de la durée des APA avec la réduction de l'aire de contact n'est pas associée à un accroissement de leur amplitude. D'autre part, les APA, en durée et en amplitude, ne varient pas conjointement avec les amplitudes des forces de réactions mesurées sur la barre dynamométrique. En effet sur la surface téflon, les amplitudes maximales de F_x et F_z ne présentent pas de différence significative entre les deux conditions posturales alors que la durée des APA est plus longue lorsque la surface d'appui est réduite.

Les variations des amplitudes des phénomènes dynamiques contemporains de la montée de force mesurés sur la plate-forme assise diffèrent, d'une condition posturale à l'autre, en fonction des CT des surfaces d'appui. Les amplitudes augmentent de la condition assise 100% à assise 40% avec la surface la moins glissante, c'est à dire le carrelage, mais ne présente pas de différence significative avec la surface la plus glissante. Ces variations sont conjointes à celles des amplitudes des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique, F_x et F_z . La dynamique mesurée sur le repose-pied augmente, lorsque la surface d'appui est réduite, quelles que soient les CT des surfaces.

III.2.4. RAPPORTS D'ADHERENCE ET RISQUES DE GLISSEMENT

Le rapport d'adhérence (RA) correspond au rapport, instantané, des forces tangentielles sur la force normale. Il équivaut aux frottements générés entre le vêtement porté par le sujet et la surface en contact, induit par les ajustements posturaux.

Les amplitudes maximales du rapport d'adhérence contemporaines de la montée de force, calculées au niveau de la plate-forme assise (RA assise) et du repose-pied (RA pieds) sont considérées.

RA assise		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	0,164 (± 0,026)	0,185 (± 0,032)	10,18 p<0,05
	Téflon	0,106 (± 0,030)	0,112 (± 0,022)	1,38 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	30,67 p<0,001	43,61 p<0,001	

RA pieds		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	0,229 (± 0,063)	0,515 (± 0,159)	42,82 p<0,001
	Téflon	0,153 (± 0,050)	0,260 (± 0,148)	3,95 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	20,13 p<0,01	23,67 p<0,01	

Tableau 3.19 : Moyennes (± écart type) des amplitudes des rapports d'adhérence contemporains de la montée de force pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assises 100% et 40%
Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. RA assise et RA pieds correspondent aux rapports d'adhérence respectivement des plate-formes assise et repose-pied.

Suivant les CT des surfaces d'appui, les rapports d'adhérence n'évoluent pas de manière similaire d'une condition posturale à l'autre (tableau 3.19). Avec le carrelage, les rapports d'adhérence mesurés sur les plate-formes assise et repose-pied sont significativement plus élevés lorsque la surface d'appui est réduite. En revanche avec le téflon, ils ne présentent pas de différence significative d'une condition posturale à l'autre. Pour les deux conditions posturales et les deux surfaces d'appui, le RA assise est inférieur au RA pieds

Le risque de glissement (RG) est le rapport entre l'amplitude maximale du rapport d'adhérence contemporain de la montée de force et le COFs. Lorsqu'il excède la valeur 1, un glissement se produit. Il est considéré pour la plate-forme assise (RG assise) et la plate-forme repose-pied (RG pieds).

RG assise		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	0,277 (± 0,044)	0,311 (± 0,053)	10,18 p<0,05
	Téflon	0,821 (± 0,233)	0,861 (± 0,169)	1,38 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	83,04 p<0,001	167,33 p<0,001	

RG pieds		Condition posturale		
		Assise 100%	Assise 40%	Résultat ANOVA F(1, 5)
Surface	Carrelage	0,386 (± 0,106)	0,868 (± 0,269)	42,82 p<0,001
	Téflon	1,174 (± 0,387)	2,002 (± 1,138)	3,95 p > 0,05
	Résultat ANOVA F(1, 5)	237,05 p<0,001	9,06 p<0,05	

Tableau 3.20 : Moyennes (± écart type) des risques de glissement pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assises 100% et 40%

Les 6 sujets ont été considérés, chacun ayant effectué cinq poussées par surface et par condition posturale. Les résultats statistiques sont donnés pour ANOVA. RG assise et RG pieds correspondent aux risques de glissement respectivement calculés sur les plate-formes assise et repose-pied.

Comme pour le rapport d'adhérence, les risques de glissement n'évoluent pas de la même façon, d'une condition posturale à l'autre, selon les CT des surfaces d'appui (tableau 3.20). Avec le carrelage, les risques de glissement de la plate-forme assise et de la plate-forme repose-pied augmentent, significativement, lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite. Avec le téflon, ils ne présentent pas de différence significative d'une condition posturale à l'autre, aussi bien au niveau de l'assise que du repose-pied.

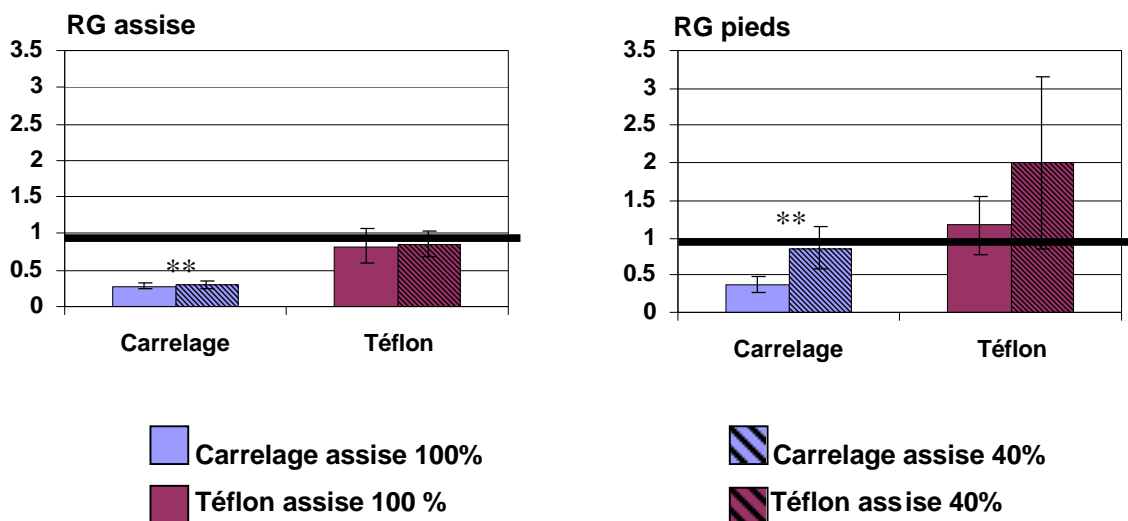


Figure 3.17 : Histogrammes des valeurs moyennes et écart-type des risques de glissement pour les surfaces d'appui carrelage et téflon dans les conditions posturales assises 100% et 40%

RG assise et RG pieds correspondent aux risques de glissement calculés respectivement pour les plate-formes assise et repose-pied. Le trait horizontal noir met en évidence la limite de glissement.

** correspond à p<0,05 résultat ANOVA (voir tableau 3.20).

La figure 3.17 montre que les moyennes des risques de glissement calculées au niveau de l'assise et du repose-pied sont plus élevées avec la surface téflon qu'avec la surface carrelage. Les moyennes des risques de glissement calculées sur l'assise sont toujours inférieures à 1 dans les quatre conditions expérimentales. Avec la surface téflon, le risque de glissement au niveau de l'assise est proche de 1 et, donc, voisin du seuil de glissement. Avec cette même surface, le glissement des pieds sur le repose-pied est fréquent.

En résumé :

L'ensemble des résultats de cette deuxième étude met en évidence que l'effet de la réduction de l'aire de contact avec l'assise sur la force exercée sur la barre et l'organisation posturo-cinétique diffère selon les CT des surfaces d'appui. Il met en évidence une évolution conjointe de l'amplitude maximale de la force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique et de celle enregistrée sur la plate forme assise. Les forces de réactions, le déplacement du centre des pressions, le rapport d'adhérence et le risque de glissement, de la plate-forme assise, augmentent avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise lorsque le sujet prend appui sur la surface la moins glissante, le carrelage, alors qu'elles ne présentent pas de différence significative avec la surface téflon. Quelles que soient les CT des surfaces d'appui, la durée des APA et la dynamique calculée au niveau de la plate-forme repose-pied augmentent avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise.

Les tracés des variables sont reproductibles d'une condition posturale à l'autre et d'une surface à l'autre, ce qui témoigne d'une organisation bien établie de la dynamique de la tâche de montée de force quelle que soit l'aire de contact avec l'assise et les CT des surfaces d'appui.

DISCUSSION

L'objectif de ce travail est de déterminer l'incidence des caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui sur la performance et l'organisation des appuis posturaux au cours de montées de force isométriques et maximales effectuées en posture assise. Ensuite, ce travail a pour but d'examiner la portée de ces relations pour différentes aires de contact avec l'assise.

La discussion de ces résultats est divisée en quatre parties :

1. Influence des CT des surfaces d'appui
 - a. Sur la performance,
 - b. Sur l'organisation posturo-cinétique,
 - c. Sur la performance et l'organisation posturo-cinétique pour différentes aires de contact avec l'assise,
2. Rôle postural des membres inférieurs comparé à celui de la partie supérieure du corps,
3. Préparation motrice de la tâche de montée de force,
4. Organisation de la commande motrice de la tâche de montée de force.

IV.1. INFLUENCE DES CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI

Les principaux résultats montrent que les amplitudes maximales à la fois de la force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique et des variables mesurées, avant la fin de la montée de force, sur les plate-formes assise et repose-pied varient en fonction des CT des surfaces d'appui. Ces variables, issues des réactions mécaniques du dispositif expérimental, résultent de l'activité motrice du sujet. En effet, d'après le principe de l'action et de la réaction, elles déterminent l'incidence des CT des surfaces d'appui sur le sujet, c'est à dire sur la force que le sujet exerce sur la barre et sur sa dynamique posturale. Ainsi, plus le coefficient de frottement statique (COFs) est élevé, plus la force maximale exercée sur la barre et la dynamique posturale du sujet augmentent.

IV.1.1. SUR LA PERFORMANCE

La consigne étant de pousser horizontalement à force maximale le plus vite possible, l'amplitude maximale et la durée de la montée de force ont été considérées comme critères de performance. Les résultats présentés dans cette étude mettent en évidence que seul l'amplitude varie en fonction des CT des surfaces. La durée ne présente pas de différence significative.

L'amplitude de la force maximale exercée sur la barre dynamométrique le long de l'axe antéro-postérieur varie en fonction des CT des surfaces d'appui. Elle augmente avec l'élévation du COFs. Plus précisément, le classement des surfaces en fonction de la valeur moyenne de l'amplitude de la montée de force suit celui des COFs. Ces résultats confirment ceux d'études précédentes requérant un acte moteur maximal. En effet, lors de poussées isométriques maximales, effectuées debout avec soit les membres supérieurs, les épaules ou encore le dos, Kroemer (1974) a observé que la force de poussée augmente avec l'élévation du COFs mesuré entre les chaussures et le sol. Une étude ergonomique, réalisée par Ciriello et al. (2001), a montré que le poids acceptable d'un chariot, qui devait être poussé par une personne, est plus élevé lorsque le sol n'est pas glissant. Dans un autre contexte, au cours de mouvements rapides d'élévation des membres supérieurs effectués en posture debout, Shiratori et Latash (2000) ont remarqué que le pic d'accélération du poignet était plus élevé quand les sujets portaient des chaussures versus des roller-skates. Ainsi, aussi bien en posture debout qu'assise, que pour des efforts anisométriques qu'isométriques, les CT des surfaces d'appui influent sur les critères de performance, tel que la force ou la vitesse, selon la tâche à réaliser. Ils augmentent avec l'élévation du COFs.

Le critère de performance temporel retenu dans ce travail, c'est à dire la durée de la montée de force, ne présente pas de différence significative en fonction des CT des surfaces d'appui. Ce résultat est cohérent avec les données de la littérature où lors d'efforts isométriques volontaires, effectués en postures assise ou debout et mobilisant une ou plusieurs articulations, une relative constance de la durée de la montée de force a été observée (Brown et Franck 1987 ; Freund et Budingen 1978 ; Ghez et Gordon 1987 ; Gordon et Ghez 1987 ; Lee et al. 1990 ; Woollacott et al. 1984).

Par ailleurs, la chaîne focale, c'est à dire les membres supérieurs dans cette tâche de montée de force, n'est pas en contact direct avec les surfaces d'appui. Puisque la force exercée sur la barre varie en fonction des CT des surfaces d'appui, il apparaît 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 cette tâche, joue un rôle essentiel dans la variation de la force externe. La chaîne posturale transmettrait les contraintes liées au CT des surfaces d'appui vers la chaîne focale.

IV.1.2. SUR L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE

Au cours de montées de force isométriques et maximales, l'intensité de la dynamique posturale varie en fonction des CT des surfaces d'appui. Ainsi, le COFs influe à la fois sur la dynamique posturale et sur la force externe produite. Plus le COFs est élevé, plus la dynamique posturale et l'amplitude de la montée de force sont grandes. Ces résultats suggèrent que les CT des surfaces d'appui soient prises en compte dans le développement de la dynamique posturale et en conséquence modulerait la force exercée sur la barre.

La variation de la dynamique de la chaîne posturale, en fonction des CT des surfaces d'appui, se produit aussi bien dans la partie supérieure du corps, dynamique enregistrée sur la plateforme assise, qu'au niveau des membres inférieurs, dynamique enregistrée sur le repose-pied, et aussi bien le long de l'axe antéro-postérieur que de l'axe vertical. Toutes les variables mesurées augmentent, en valeur absolue, avec l'élévation du COFs, à l'exception de R_{xf} .

A cette augmentation de la dynamique posturale, en fonction de l'élévation du COFs, est associée une augmentation du rapport d'adhérence, principalement mis en évidence lorsqu'il est calculé au niveau de l'assise et pour l'ensemble des trois plate-formes. Le rapport d'adhérence, calculé à partir des forces de réactions, est le reflet de la dynamique posturale, sur la ou les surfaces d'appuis considérées.

De précédentes études, utilisant des paradigmes expérimentaux différents, confirment l'influence des CT des surfaces en contact avec le sujet sur la dynamique, de tout ou partie, de la chaîne corporelle. En effet, lors de la marche effectuée le plus naturellement possible, Cham et Redfern (2002) ont observé que les différents revêtements de sols avaient un effet réduit mais significatif sur plusieurs variables cinétiques et cinématiques du pas. Ils constataient, sur un sol rugueux comparé à un sol lisse, que le pic des forces tangentielles était

plus élevé tandis que celui de la force normale était plus faible. Le rapport entre les forces tangentielles et la force normale, c'est à dire le rapport d'adhérence, était plus élevé sur sol rugueux que sur sol lisse. D'autre part, sur le sol rugueux, l'angle du pied lors du contact du talon sur le sol était plus grand mais la vitesse du talon à ce moment était plus faible comparée à un pas effectué sur un sol lisse. Toujours au cours de la marche, mais cette fois sur un sol identique présentant des états différents (sec ou savonné), Hanson et al. (1999) ont observé que le pic du rapport d'adhérence était plus élevé sur un sol sec que sur un sol savonné. Ces deux études mettent en évidence la capacité du sujet à adapter les variables biomécaniques du pas en fonction des CT du sol bien qu'il lui soit demandé de marcher le plus naturellement possible. Dans un autre contexte expérimental, lors de saisie, de levé et de maintien de petits objets entre le pouce et l'index, Johansson et Westling (1984) ont constaté que la force normale appliquée à l'objet par les doigts, ou 'grip force', changeait en fonction des CT de la surface de l'objet en contact avec la peau. Plus la surface était glissante, plus la force normale était élevée, alors que les forces tangentielles entre les doigts et l'objet, ou 'load force' ne variaient pas en fonction des CT des surfaces. Cet ajustement de la 'grip force' seule était observé en phase statique, c'est à dire avant que l'objet ne soit mobilisé. En revanche, durant la phase de levé de l'objet, des glissements entre l'objet et la pulpe des doigts déclenchaient des modifications à la fois de la force normale et des forces tangentielles (Johansson et Westling 1987). Pour ces deux phases, l'équilibre résultant de ces forces était adapté aux CT des surfaces en contact avec la pulpe des doigts. Plus précisément, les forces exercées par chacun des doigts étaient ajustées individuellement aux conditions de frottement locales (Burstedt et al. 1999 ; Flanagan et al. 1999). Pour ces trois types d'études, montée de force isométrique de poussée, marche et levé d'objets, il apparaît que les forces tangentielles et la force normale évoluent de façon différente, augmentent et / ou diminuent, selon la tâche et la phase du mouvement. Néanmoins, il en résulte une adaptation de leur équilibre en fonction des CT des surfaces en contact avec le sujet. En d'autres termes, dans ces trois paradigmes expérimentaux, le rapport d'adhérence est ajusté aux CT des surfaces en contact. Il augmente avec l'élévation du COFs. Ces résultats supportent le point de vue que le rapport d'adhérence est un paramètre essentiel dans l'ajustement de la commande motrice aux CT des surfaces en contact. D'autre part, bien que ces études considèrent différentes parties du corps (fesses-cuisses, pieds et doigts), pour ces trois régions anatomiques le rapport d'adhérence est adapté aux CT des surfaces. Ce paramètre est ajusté quelle que soit la partie du corps en contact avec les surfaces. Ceci implique que les valeurs du COFs de la surface en contact soient implémentées dans le programme moteur comme le suggère Westling et Johansson (1984).

Ces auteurs proposent que le COFs est inclus dans la représentation interne des propriétés physiques intrinsèques des objets et est actualisé en fonction des événements de glissements antérieurs. Ainsi le programme moteur adapterait le rapport d'adhérence en fonction du coefficient de frottement présent entre le sujet et les surfaces en contact en modulant la dynamique posturale du sujet c'est à dire ces activités motrices. De plus, puisque le rapport d'adhérence est adapté au COFs pour différentes parties du corps, il peut être supposé, d'après le concept de modèle interne proposé par Wolpert et Kawato (1998), qu'un module 'inverse-feedforward' contienne l'entité risque de glissement. Il serait utilisé quelles que soient la région anatomique en contact avec la surface et la tâche réalisée.

Les tâches de marche ou de levé d'objet peuvent être distinguées de celles de montées de force effectuées en position assise par la survenue d'une chute faisant suite au glissement. En effet, au cours de la marche ou de levé d'un objet maintenu entre les doigts, le glissement engendre, en l'absence de réactions de stabilisation, quasi-instantanément une chute soit du sujet lui-même soit de l'objet. En revanche, lors de montées de force effectuées en posture assise, le glissement du sujet conduit essentiellement à une perturbation de son équilibre sans engendrer de chute. Ainsi, la commande motrice adapte le rapport d'adhérence aux CT des surfaces en contact avec le sujet dans le but ultime d'éviter tout risque de glissement et quelles qu'en soient ses conséquences.

L'amplitude du rapport d'adhérence en référence aux CT d'une surface d'appui, est caractérisée par le risque de glissement (rapport d'adhérence/COFs). Ce paramètre est aussi un indice de stabilité, puisque s'il excède 1 un glissement se produit. Au cours de la montée de force, les moyennes du risque de glissement calculées au niveau des trois plate-formes de force et au niveau de l'assise sont inférieures à 1 pour les quatre surfaces étudiées, en revanche au niveau du repose-pied elles dépassent 1 lorsque le sujet est en contact avec les surfaces les plus glissantes, isorel lisse et téflon. Ainsi, il apparaît que l'amplitude du rapport d'adhérence est limitée par le COFs au niveau de l'assise et pour l'ensemble des trois plate-formes mais pas au niveau du repose-pied. Ces résultats peuvent s'expliquer en considérant la stabilité de l'équilibre corporel. En posture assise, le poids du sujet se distribue principalement au niveau de l'assise, il est de 84% dans la configuration posturale assise sur toute la longueur fesses-cuisses. De ce fait, le glissement sur la plate-forme assise perturbe la stabilité de l'équilibre corporel ce qui n'est pas le cas lors du glissement des pieds sur le

repose-pied. Ainsi la dynamique de la partie supérieure du corps est limitée par le COFs afin d'éviter tout risque de perturbation de l'équilibre corporel du sujet.

Ce résultat supporte le point de vue que le système nerveux central (SNC) ne commande pas la chaîne posturale comme un tout. L'adaptation de la dynamique posturale des membres inférieurs et de la partie supérieure du corps, en référence aux CT des surfaces d'appui est fonction des conséquences du glissement sur la stabilité de l'équilibre corporel.

Au cours de montées de forces isométriques et maximales effectuées en posture assise, des études électromyographiques, cinétiques et cinématiques, ont montré que la dynamique posturale résulte de la mobilité posturale (Le Bozec et Bouisset 2004 ; Le Bozec et al 2001). Le Bozec et al. (2001) ont observé la présence d'une activité électrique phasique dans les muscles posturaux et focaux. Cette activité débutait dans les muscles des membres inférieurs, puis progressait vers les muscles du bassin et de la partie inférieure du tronc pour atteindre, ensuite, ceux des épaules et enfin les muscles des membres supérieurs. Cette séquence électromyographique était reproductible d'une poussée à l'autre et d'un sujet à l'autre. L'accélération des crêtes iliaques vers le haut et l'arrière suggérait une rétroversion du bassin (Le Bozec et Bouisset 2004). De plus, nos résultats montrent un risque de glissement supérieur à 1, fréquemment retrouvé au niveau du repose-pied avec les surfaces isorel lisse et téflon, ce qui indique un déplacement des pieds. Cette mobilité de la chaîne posturale a été récemment confirmée par une analyse cinématique optoélectronique (Raison 2004). Puisque le sujet repose sur des appuis fixes, assise et repose-pied, tient une barre fixe, bras tendus, et maintient ces contraintes tout au long de la poussée, la mobilité corporelle ne peut être originaire que de la chaîne posturale localisée entre la ceinture scapulaire et les surfaces d'appui, comme suggéré par Bouisset et al. (2002) et Le Bozec et al. (1997). Du fait des contraintes liées à cette configuration posturale, l'amplitude des articulations mobilisables est faible, c'est pourquoi cette tâche est considérée comme « quasi-statique ».

Les résultats issus de ce travail associés aux données électromyographiques et accélérométriques provenant de ces précédentes études permettent d'esquisser la chronologie de la mobilité posturale développée au cours d'une montée de force. La diminution de R_{zf} et l'activation des muscles tibialis anterior et gastrocnemius lateralis, qui ont pour rôle l'élévation respective du talon et de la partie antérieure du pied, indiquent un déchargement des pieds. La valeur maximale de R_{zf} demeure strictement inférieure à sa valeur initiale ; conformément à la consigne, les pieds restent en contact avec le repose-pied. A la diminution de R_{zf} coïncide une augmentation de R_{zs} ; la dynamique des membres inférieurs est transférée

vers la partie supérieure du corps. L'accélération des épines iliaques antéro-supérieures vers le haut et l'arrière, le déplacement du centre des pressions vers l'arrière et l'activation du biceps femoris et du gluteus maximus, muscles extenseurs de la hanche, signalent une rétroversion du bassin. De part l'articulation fixe du bassin au sacrum, le maintien des membres supérieurs tendus tenant une barre fixe et l'activation de l'obliquus externus, action de flexion du tronc, la rotation du bassin vers l'arrière est associée à une cyphose de la colonne vertébrale. Ainsi, la courbure du tronc entraîne une diminution de la hauteur des épaules, lesquelles se trouvaient initialement à la hauteur de la barre dynamométrique. Puisque les mains tiennent cette barre fixe, les membres supérieurs ne sont plus en position horizontale mais sont inclinés. Ainsi cette modification de la configuration posturale au cours de la montée de force explique le fait que la résultante de la force de réaction mesurée sur la barre dynamométrique ait une composante à la fois le long de l'axe antéro-postérieur et de l'axe vertical. Les amplitudes de ces deux composantes varient conjointement en fonction des CT des surfaces d'appui et des aires de contact avec l'assise. Ainsi la montée de force effective exercée par les sujets sur la barre est dirigée vers le haut et l'avant. Bien que le glissement possible de la main sur la barre en aluminium n'ait pas fait l'objet de mesure dans ce travail, il est considéré comme inexistant d'une part parce que le COFs entre l'aluminium et la paume de la main est élevé ($0,59 \pm 0,18$ d'après Zhang et Mak 1999) et d'autre part le sujet avait pour consigne de maintenir les articulations de ses poignets en position neutre.

Dans notre étude, le décours temporel des variables est similaire quelles que soient les CT des surfaces d'appui, seule leur amplitude varie. Ainsi il semblerait que la mobilité de la chaîne posturale diminue avec la réduction du COFs. Cette réduction de la dynamique posturale, observée lorsque le COFs est faible, peut s'expliquer par une distribution différente de l'activité musculaire de la chaîne posturale. En effet, en posture debout sur un support instable, Slijper et Latash (2000) observaient une tendance à l'augmentation de l'activité musculaire de repos des muscles des membres inférieurs. Lors de l'élévation des membres supérieurs effectuée debout sur des roller-skates, comparé à des chaussures, Shiratori et Latash (2000) notaient une augmentation de l'activité de la paire de muscles soleus-tibialis antérieur. D'après Droulez (1988) quand les sujets se trouvent debout sur des supports instables, ils adoptent une stratégie dite 'rigide' qui stabilise la chaîne corporelle. Ainsi, la réduction de la dynamique posturale observée sur les surfaces glissantes pourrait s'expliquer par une rigidification de la chaîne posturale provenant de l'activité de muscles agonistes-

antagonistes le long de la chaîne posturale. Elle augmenterait l'ancrage du sujet sur les surfaces d'appui mais la mobilité de la chaîne posturale.

L'acte moteur volontaire est perturbateur de l'équilibre corporel. Pour maintenir l'équilibre du sujet au cours de la réalisation de la tâche désirée, une contre-perturbation posturale adaptée à la perturbation doit être produite. Cette idée fondamentale synthétise le concept de Capacité Posturo-Cinétique (CPC) développée par Bouisset et Zattara (1983). La CPC est la capacité du système musculo-squelettique à développer des phénomènes dynamiques posturaux appropriés à la perturbation induite par l'acte moteur volontaire. Tout accroissement soit de la performance soit de la dynamique posturale proviendrait d'une augmentation de la contre-perturbation et donc de la CPC (Bouisset 2002). Au cours de montées de force isométriques, Le Bozec et al. (1996) ont montré que la réduction de l'aire de contact avec l'assise induit une augmentation des phénomènes dynamiques posturaux et de la force externe maximale, due à une plus grande mobilité du bassin. Ces auteurs suggèrent que toutes conditions augmentant la mobilité posturale segmentaire, c'est-à-dire l'accélération des segments corporels, améliorent la contre-perturbation, ce qui favorise la performance. Puisqu'une montée de force isométrique génère des phénomènes dynamiques, elle est une perturbation de l'équilibre du corps ; une contre-perturbation adéquate doit être développée pour que cette tâche soit réalisée efficacement. Les résultats de notre étude montrent que la dynamique posturale diminue lorsque le sujet prend appui sur des surfaces glissantes. Il en résulte alors que la contre-perturbation est réduite lorsque le COFs est bas. De ce fait, l'intensité de la perturbation pouvant être produite, c'est à dire l'amplitude de la montée de force, est elle-même diminuée. Ainsi, ces résultats montrent que la CPC prend en considération le COFs pour ajuster la perturbation à la contre-perturbation.

IV.1.3. SUR LA PERFORMANCE ET L'ORGANISATION POSTURO-CINETIQUE POUR DIFFERENTES AIRES DE CONTACT AVEC L'ASSISE

La réduction de l'aire de contact avec l'assise met en évidence une évolution différente de la dynamique posturale et de la performance selon les CT des surfaces d'appui. Sur la surface non glissante, le carrelage, la dynamique des chaînes posturale et focale augmente avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise. Alors que sur la surface glissante, le téflon, la dynamique mesurée au niveau de l'assise et l'amplitude de la montée de force ne présente pas

de différence significative. Ces résultats ne sont pas en complète adéquation avec ceux de la littérature. En effet, la réduction de l'aire de contact avec l'assise produit, lors d'une tâche de pointage, une augmentation des forces de réactions au niveau de l'assise (Lino et al. 1992). Elle est associée à une activité des muscles posturaux plus intense (Lino 1995) et à une augmentation de la vitesse maximale du poignet (Lino et al. 1991 ; Teysseire et al. 2000). Lors de mouvement de la main, dirigé vers un verre rempli d'eau placé devant le sujet, le pic des forces de réactions verticales mesurées au niveau du repose-pied croît avec la réduction du contact entre l'assise et les cuisses (Dean et al. 1999b). Lors d'efforts isométriques de poussées sur une barre, l'activité des muscles des membres inférieurs et du *primus movens*, les phénomènes cinétiques de l'ensemble du corps, le pic d'accélération des crêtes iliaques, le déplacement du bassin vers l'arrière et la force exercée sur la barre augmentent lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite (Le Bozec et Bouisset 2004 ; Le Bozec et Bouisset 2001 ; Le Bozec et al. 1997). Ces études, relatives à l'effet de la réduction de l'aire de contact avec l'assise, mettent en évidence une augmentation de la dynamique posturale et de la performance. Ce résultat est observé dans notre étude seulement avec la surface non glissante.

L'augmentation de la dynamique posturale et de la force exercée sur la barre, lorsque le sujet prend appui sur du carrelage, peut s'expliquer dans le cadre de la CPC. En effet, la mobilité posturale, c'est à dire la contre-perturbation, augmente lors de la réduction de l'aire de contact avec l'assise. La réduction de l'aire de contact avec l'assise n'entraîne de changement ni du cône de stabilité ni du polygone de sustentation. Néanmoins, en position initiale le poids corporel se répartit différemment sur les appuis. Il diminue au niveau de l'assise, passe de 84% à 79% respectivement dans les conditions posturales assises 100% et 40%, et augmente au niveau du repose-pied. De plus, les positions des centres des pressions de l'ensemble des trois plate-formes et de l'assise se situent plus en arrière lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite. Cette position des centres des pressions génère une extension passive de la hanche. Ceci est confirmé par les résultats de Lino (1995) qui observait, lors du maintien de la posture assise redressée, la présence d'une activité au niveau des muscles *rectus femoris* et *tenseur du fascia latae* avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise, non retrouvée dans la condition posturale assise 100%. L'action de ces deux muscles génère une flexion de la hanche. Ainsi, bien que la posture du sujet reste la même et que le cône de stabilité soit identique entre les conditions posturales assise 100% et assise 40%, la réduction de l'aire de contact avec l'assise altère la stabilité corporelle initiale. Cette observation est confirmée par les travaux de Kantor et al. (2001). Ces auteurs ont mis en évidence une meilleure

compensation des mouvements respiratoires, lors de la réduction de l'aire de contact avec l'assise. Elle résulterait d'une plus grande mobilité du bassin et de la colonne vertébrale lombaire. D'autre part, Kamper et al. (1999) ont proposé que la stabilité dynamique était hautement corrélée au déplacement du centre des pressions. En effet, dans nos travaux elle est plus élevée lorsque l'aire de contact avec l'assise est réduite. Ainsi, la stabilité initiale et la stabilité dynamique, au cours de la montée de force, diffèrent d'une condition posturale à l'autre. Cette variation s'explique par le fait que la réduction de l'aire de contact avec l'assise revient fonctionnellement à réduire la contrainte articulaire.

Les études précédemment citées, analysant l'effet de la réduction de l'aire de contact avec l'assise, ont été effectuées sans modification des CT des surfaces d'appui. Ce changement ajoute une exigence supplémentaire « de type seuil ». En effet, la dynamique posturale, et plus précisément le rapport d'adhérence, est limitée par le risque de glissement. Ainsi, la difficulté pour le SNC réside à développer une dynamique posturale permettant de répondre simultanément à ces deux nécessités : produire une contre-perturbation appropriée à la perturbation induite par l'acte moteur volontaire (i), sans engendrer de glissement au niveau de l'assise (ii). Les résultats obtenus lors de la montée de force montrent que le risque de glissement mesuré sur l'assise, les variables mesurées au niveau de la plate-forme assise et la force de poussée exercée sur la barre évoluent conjointement d'une condition posturale à l'autre. Ils augmentent lorsque le COFs est élevé mais ne présentent pas de différence significative avec un COFs faible. Par ailleurs, lorsque le sujet est en contact avec une surface glissante, le risque de glissement mesuré sur l'assise, pour les deux aires de contact, est voisin de 1. Etant proche du glissement, dans la condition assise 100%, l'augmentation de la dynamique posturale, avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise, créerait un glissement et donc une perturbation de l'équilibre du sujet. Ceci explique pourquoi la dynamique posturale ne varie pas entre les deux conditions posturales dans le cas d'une surface glissante. Ces résultats mettent en évidence que le paramètre essentiel de régulation de la dynamique posturale est le rapport d'adhérence de l'assise en référence aux CT des surfaces d'appuis dans le but ultime d'éviter toute perturbation de l'équilibre du sujet. Ensuite, selon la dynamique posturale disponible, et plus précisément selon la contre-perturbation développée, la force externe sera produite. La contre-perturbation est de ce fait un facteur limitant de la perturbation induite par l'acte moteur volontaire.

Par ailleurs, d'un point de vue biomécanique, l'amplitude de la montée de force le long de l'axe antéro-postérieur est égale à l'amplitude des forces de réactions des plate-formes de

force selon cet axe. D'autre part, le rapport d'adhérence est le rapport entre les forces tangentielles et la force normale. Ainsi, il en résulte que l'intensité des forces de réactions le long de l'axe vertical dépend de ces deux variables : rapport d'adhérence et la montée de force horizontale.

En conséquence, il est mis en évidence que les effets des CT des surfaces d'appui et de l'aire de contact avec l'assise agissent conjointement sur la dynamique posturale. Les propriétés tribologiques des surfaces d'appui influent sur la stabilité du sujet. De plus, les effets de la réduction de l'aire de contact avec l'assise ne sont développés que si le risque de glissement le permet.

Ces résultats s'inscrivent en faveur de l'hypothèse selon laquelle le SNC a la capacité de moduler les conséquences de ces deux contraintes sur la dynamique posturale et plus précisément sur le rapport d'adhérence dans le but ultime d'éviter le déséquilibre du sujet et de réaliser la tâche efficacement.

IV.2. ROLE POSTURAL DES MEMBRES INFÉRIEURS COMPARE A CELUI DE LA PARTIE SUPÉRIEURE DU CORPS

Au cours d'un acte moteur volontaire, la chaîne corporelle, ensemble de la chaîne articulée, peut être divisée en deux parties fonctionnelles, la chaîne focale et la chaîne posturale, comme décrit ci-dessus. La chaîne focale correspond aux segments corporels directement impliqués dans la tâche que le sujet prévoit d'exécuter. Lors de montées de force, l'effort de poussée provient des muscles des épaules et est transmis à la barre le long des membres supérieurs ; ces segments constituent la chaîne focale. La chaîne posturale correspond au reste de la chaîne corporelle, c'est à dire aux segments non directement impliqués dans l'exécution de la tâche volontaire. Lors de montées de force effectuées en posture assise, elle est constituée des segments localisés entre la ceinture scapulaire et les surfaces d'appui. Elle est en contact avec les surfaces d'appui : assise et repose-pied. Elle est responsable de la contre-perturbation et, par ce fait, contribue à l'acte moteur.

La catégorisation des segments corporels peut aussi se faire en considérant les chaînes fermées, c'est à dire contraintes à leurs extrémités par des appuis. La configuration corporelle adoptée dans cette tâche de montée de force permet de distinguer deux chaînes fermées. En effet, le sujet se tient sur des surfaces d'appui fixes, situées au niveau du siège et des pieds,

et exerce une poussée sur une barre fixe. Ainsi la chaîne corporelle est fermée à ses deux extrémités, au niveau des appuis et de la barre. Puisque le sujet est assis, la partie supérieure du corps située au-dessus de l'assise associée aux membres supérieurs constitue une chaîne fermée. La seconde correspond aux membres inférieurs.

En conséquence dans notre étude la chaîne corporelle a été considérée selon trois parties : les membres supérieurs, les membres inférieurs et la partie supérieure du corps située entre la ceinture scapulaire et l'assise. Néanmoins cette division n'est pas aussi simple. Les limites de l'une à l'autre sont difficiles à déterminer. En effet, le bassin appartient à la fois à la partie supérieure du corps et aux membres inférieurs et les épaules font la liaison entre la chaîne focale et la partie supérieure du corps. De plus, de part la configuration posturale adoptée par le sujet dans cette tâche, les membres supérieurs, tendus maintenant une barre fixe, peuvent exercer deux rôles fonctionnels : produire la force externe et aider à la stabilisation de la posture. En effet, lors de perturbation de l'appui podal d'un sujet en posture debout, une main en contact avec un support fixe, Cordo et Nashner (1982) et Marsden et al. (1981) ont montré que l'activation des muscles du bras était comprise dans la réponse posturale, elle participait au maintien de l'équilibre corporel.

En posture assise, les membres inférieurs sont en contact avec l'assise. Ils augmentent ainsi le polygone de sustentation et contribuent à accroître la stabilité de la posture et à maintenir l'équilibre corporel (Chari et Kirby 1986 ; Crosbie et al. 1995 ; Dean et al. 1999a). A ce rôle passif des membres inférieurs, lors de mouvements volontaires effectués en posture assise, lui est associé une fonction active. En effet, au cours de montées de forces isométriques, la dynamique posturale provient à la fois de la partie supérieure du corps et des membres inférieurs. Toutes deux varient en fonction des CT des surfaces d'appui et de l'aire de contact avec l'assise. L'intensité de la dynamique développée par la partie supérieure du corps est plus élevée que celle des membres inférieurs, elle participe majoritairement à l'effort de poussée. Cette observation s'explique par le fait que la partie supérieure du corps est en continuité avec la chaîne focale constituant une chaîne fermée laquelle contribue, dans son ensemble, à la réalisation de la montée de force exercée sur la barre. La force exercée sur la barre et la dynamique de la partie supérieure du corps varient conjointement, selon les CT des surfaces d'appui et les aires de contact avec l'assise. Au cours de poussées isométriques, Le Bozec et Bouisset (2004) observaient que l'augmentation de la force externe, lors de la réduction de l'aire de contact avec l'assise, n'était pas associée à une augmentation de l'activité des muscles focaux mais à celles des muscles posturaux. Ainsi la modification de la

force externe est directement liée à la dynamique de la partie supérieure du corps. Seul le deltoïde anterior, muscle de l'épaule à l'origine de l'antépulsion du bras, augmentait son activité, laquelle pourrait aussi résulter de la variation de la mobilité posturale, lors de la réalisation de la tâche, entre les deux conditions posturales.

Toutefois, la dynamique des membres inférieurs contribue activement à celle de la partie supérieure du corps. Cette contribution est mise en évidence par le déchargement des pieds impliquant un transfert simultané de leur dynamique vers la partie supérieure du corps et favorise la rotation du bassin. Ces résultats suggèrent que la dynamique des membres inférieurs est combinée à celle de la partie supérieure du corps. Ils généralisent ceux d'études précédentes qui mettaient en évidence, lors de mouvements de main dirigés vers une cible effectués en posture assise, le lien étroit entre les dynamiques de la partie supérieure du corps et des membres inférieurs (Dean et al. 1999a, 1999b ; Lino et Bouisset 1994). La dynamique des membres inférieurs dépendrait à la fois des paramètres de la tâche, direction et amplitude du mouvement effectué par le membre supérieur (Dean et al. 1999a, 1999b), des conditions posturales initiales comme l'aire de contact avec l'assise (Dean et al. 1999b ; Lino et Bouisset 1994) et des CT des surfaces d'appui, comme montré dans ce travail.

Cependant la contribution des membres inférieurs à la dynamique posturale, lors de tâche effectuée en posture assise n'est pas systématique. Par exemple, lors de tâches de pointage, Teyssède et al. (2000) ont observé que l'activité musculaire débutait le plus souvent au niveau des muscles de la partie inférieure du tronc puis se distribuait vers les membres inférieurs. Par ailleurs, Dietz et Colombo (1996) n'ont pas enregistré d'APA dans les muscles des jambes lors de poussées ou de tirages en posture assise. Aruin et Shiratori (2003) ont noté que la stabilisation précoce de la partie supérieure du corps sur l'assise par l'activation des muscles du tronc était réalisée sans se soucier de la présence ou non d'un appui au niveau des pieds.

De plus, les résultats concernant l'étude temporelle de l'apparition de la dynamique des membres inférieurs par rapport à celle de la partie supérieure du corps diffèrent selon la technique utilisée, électromyographique versus cinétique. L'activité musculaire, lors de montées de force isométriques et maximales, présente une progression disto-proximale (Le Bozec et al. 2001). Elle débute au niveau des muscles des membres inférieurs qui croisent l'articulation de la cheville puis se poursuit par les muscles se situant au niveau du pelvis et de la partie basse du tronc pour atteindre ceux de l'épaule et enfin des membres supérieurs. Cette chronologie d'activation musculaire était semblable que le contact avec l'assise se fasse

sur toute la longueur fesses-cuisses ou qu'il soit réduit (Le Bozec et Bouisset 2004). Notre étude, utilisant une technique cinétique, montre une apparition synchrone de la dynamique des membres inférieurs et de la partie supérieure du corps avant le début de la montée de force, particulièrement mise en évidence pour les forces de réaction mesurées le long de l'axe vertical et pour le déplacement du centre des pressions dans l'axe antéro-postérieur.

Par ailleurs, nos résultats montrent que les contraintes de régulation des membres inférieurs et de la partie supérieure du corps diffèrent. En effet, la dynamique de la partie supérieure du corps varie conjointement avec la force produite sur la barre et est limitée par le risque de glissement. En revanche, la dynamique des membres inférieurs n'est pas toujours combinée à celle de l'amplitude de la montée de force. Elle augmente avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise quelles que soient les surfaces sur lesquelles le sujet prend appui. De plus, les pieds glissent fréquemment sur les surfaces téflon et isorel lisse, ce qui témoigne que le risque de glissement n'est pas un facteur limitant pour la chaîne fermée des membres inférieurs. Ainsi ces résultats supportent le point de vue que le SNC a la capacité de considérer différentes parties du corps, chaîne focale, partie supérieure du corps, membres inférieurs, et d'ajuster leur dynamique en fonction de différents paramètres de contrôle, l'objectif étant de produire un acte moteur optimal sans perturber l'équilibre corporel du sujet.

IV.3. PREPARATION MOTRICE DE LA MONTEE DE FORCE

Au cours de montées de force isométriques et maximales effectuées en posture assise avec différentes surfaces d'appui et aires de contact avec l'assise, les ajustements posturaux anticipateurs (APA) sont présents pour toutes les variables enregistrées ou calculées aussi bien au niveau de l'assise que du repose-pied ainsi que le long des axes antéro-postérieur et vertical. Cependant seuls les changements de l'aire de contact avec l'assise influent sur la durée des APA, sans modifier significativement leurs amplitudes. Les CT des surfaces d'appui n'entraînent pas de changement significatif des APA ni en durée ni en amplitude. D'autre part, les APA ne varient pas conjointement avec l'amplitude de la force exercée sur la barre, en d'autres termes, ils ne dépendent pas de la perturbation potentielle de la montée de force à venir.

Dans la littérature, les APA ont été mesurés avec différentes techniques, électromyographique, cinétique ou accélérométrique, ce qui rend leur comparaison difficile. De plus, les résultats de ces différentes techniques, dans une même étude, divergent, ce qui complique leur interprétation. Par exemple, lors de levé sur la pointe des pieds ou sur les talons aussi vite que possible, Nardone et Schieppati (1988) constataient une diminution de l'activité des muscles soleus, gastrocnemius et tibialis anterior lorsque le sujet se tenait à deux poignées fixes versus sans appui supplémentaire alors que les forces de réaction au sol ne présentaient pas de différence significative. Lors de mouvements de libération d'une charge par abduction des membres supérieurs effectués en posture debout, Aruin et al. (1998) observait une réduction de l'amplitude de l'activité dans les muscles rectus abdominis, erector spinae et biceps femoris en condition posturale instable versus stable, dans les muscles rectus abdominis, biceps femoris et soleus en condition posturale instable frontale versus sagittal, dans les muscles rectus femoris, erector spinae, biceps femoris et soleus en condition posturale instable support étroit versus large. Cette modification de l'activité électromyographique n'était pas, systématiquement, associée à celle de variables cinétiques. En effet, le déplacement du centre des pressions présentait une différence significative seulement entre les postures stable et instable mais ni en fonction du plan d'instabilité, frontal versus sagittal, ni en fonction du degré d'instabilité, support étroit versus large. Le Bozec et Bouisset (2004) notaient que la durée et l'amplitude des APA, correspondant aux forces de réaction et au déplacement du centre des pressions, augmentaient avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise. Par contre, la durée des APA, mesuré par électromyographie, ne présentait pas de différence significative pour aucun des 7 muscles posturaux enregistrés, à l'exception de l'erector spinae, toutefois leur intensité augmentait. La technique la plus fréquemment employée, pour mesurer les APA, est l'électromyographie de surface. Elle informe sur la présence d'une activité musculaire et sur son intensité mais ne renseigne pas sur le rôle fonctionnel engendré par cette activité. En effet, un muscle peut posséder plusieurs fonctions, et, associé ou non à l'activité d'un muscle antagoniste, soit rigidifie soit mobilise l'articulation correspondante. De plus, certains muscles localisés en profondeur ne peuvent être enregistrés par électromyographie de surface. Les données issues de la cinétique ou de l'accélérométrie renseignent essentiellement sur les effets dynamiques de l'activité musculaire globale. Ainsi le choix de la technique de mesure des APA est décisif, pour les données fonctionnelles et les conclusions qui en résulteront.

Les données de la littérature concernant la présence d'APA lors de tâches impliquant les membres supérieurs effectués en posture assise diffèrent. En effet, les APA ont été mis en évidence lors de tâches de pointage (Teysseire et al. 2000), de poussée sur une barre (Le Bozec et Bouisset 2004) ou d'application de forces dans l'axe vertical sur un objet (Aruin et Shiratori 2003) mais pas au cours de tâches d'atteinte d'un objet (Moore et Brunt 1991). Cependant, comparativement aux données de la littérature, nos résultats concernant la variation des APA en fonction des CT des surfaces d'appui et de l'aire de contact avec l'assise peuvent paraître inattendus. Deux interprétations, expliquant ces changements, sont développées ci-dessous.

La première interprétation de nos résultats, c'est à dire l'absence de modification significative des APA, en durée et en amplitude, en fonction des CT des surfaces d'appui, propose que les APA résultent de l'action concomitante de la force produite, c'est à dire de la perturbation à venir, et de l'instabilité due au COFs. En effet, un des rôles fonctionnels majeurs des APA serait de créer précocement des forces inertielles dans la chaîne posturale, lesquelles s'opposeraient à la perturbation du mouvement à venir et donc en diminueraient les conséquences (Bouisset et Zattara 1981 et 1987). De nombreuses études ont montré que les APA dépendent des paramètres liés à la tâche à exécuter : vitesse, charge, direction, sens ou inertie du mouvement (Bouisset et Zattara 1987 ; Friedli et al. 1984 ; Horak et al. 1984 ; Lee et al. 1987 ; Zattara et Bouisset 1983). Au cours de mouvement de flexion unilatéral du membre supérieur, Lee et al. (1987) mettaient en évidence une corrélation linéaire significative entre l'accélération de la chaîne focale et l'amplitude des APA, mesurés sur les muscles posturaux de la cuisse. Bouisset et al. (2000) ont montré que l'augmentation des APA en durée et en amplitude est relative à l'énergie cinétique et au travail mécanique fournis. Ainsi, il était attendu, dans notre étude, que les APA varient conjointement avec l'amplitude de la montée de force.

D'autre part, pour cette première interprétation, les APA varieraient aussi en fonction de la stabilité des conditions posturales. En effet, les variations des CT des surfaces d'appui peuvent être considérées comme une modification de la stabilité posturale. Quand le rapport d'adhérence est supérieur au COFs, un glissement se produit. Puisque le téflon est plus glissant que le carrelage, la stabilité sur cette surface est de ce fait plus faible. Dès lors, puisque l'exécution d'une montée de force génère une augmentation du rapport d'adhérence, le COFs sur la surface téflon étant faible, le risque de glissement est ainsi plus élevé que sur la surface carrelage. Plusieurs auteurs ont observé que des conditions posturales très stables

réduisaient les APA (Cordo et Nashner 1982 ; Le Bozec et Bouisset 2001 ; Nardone et Schieppatti 1988 ; Van der Fits et al. 1998 ; Zattara et Bouisset 1992). Aruin et al. (1998) proposent que dans des conditions de haute stabilité le rôle joué par les APA, qui est de maintenir l'équilibre corporel, n'est pas nécessaire puisque l'action du sujet ne met pas en danger son équilibre. Ainsi, dans notre étude, il était attendu que les APA diminuent avec l'augmentation du COFs.

L'addition de ces deux observations, c'est à dire des effets de la perturbation à venir et de la stabilité des conditions posturales, peut expliquer la présence des APA au cours de montées de force effectuées en posture assise et leur absence de différence significative en durée et en amplitude en fonction des CT des surfaces d'appui. En effet, sur la surface non glissante, les APA seraient principalement dus à la force exercée sur la barre et de façon moindre aux conditions de stabilité des surfaces d'appui. En revanche, sur le téflon, les APA seraient développés surtout en réponse à l'instabilité induite par les surfaces d'appui.

Cependant, cette interprétation ne semble pas entièrement satisfaisante. En effet, pour expliquer l'absence de différence significative des APA en fonction des différentes CT des surfaces d'appui, l'intensité de ces deux effets doit être inversement proportionnelle dans la gamme des propriétés tribologiques des surfaces testées. Plus précisément, la durée et l'amplitude des APA induites par la montée de force pour la surface carrelage doivent être égales à celles provenant de l'instabilité posturale pour la surface téflon. De plus, les relations, présentées ci-dessus, entre performance et APA et entre stabilité posturale et APA ne sont pas observées dans toutes les études de la littérature. En effet, lors de mouvements de flexions unilatérales du bras effectués en posture debout, avec appui du membre supérieur controlatéral, Slijper et Latash (2000) observaient que le pic d'accélération de la chaîne focale et l'amplitude des APA, mesurés sur les muscles du bras controlatéral, ne variaient pas conjointement. D'autre part, les données de la littérature liées à l'instabilité des conditions posturales se contredisent. Dans certaines études, l'instabilité augmente les APA, dans d'autres, elle les diminue. La diminution des APA a été retrouvée lors de tâche effectuée en posture debout sur une surface d'appui étroite (Aruin et al. 1998 ; Pedotti et al. 1989), ou lorsque l'aire de contact avec les surfaces d'appui était augmentée (Le Bozec et Bouisset 2001 ; Van der Fits et al. 1998), ou encore lors de la présence d'un appui supplémentaire au niveau du membre supérieur (Cordo et Nashner 1982 ; Nardone et Schieppatti 1998 ; Slijper et Latash 2000).

La deuxième interprétation, c'est à dire l'absence de différence significative des APA en fonction des CT des surfaces d'appui et l'augmentation des APA en durée avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise, considère la mobilité des segments de la chaîne posturale en posture initiale, autrement dit la mobilité articulaire dynamique permise. Au cours de mouvements de pointage ou d'efforts transitoires de montée de force isométriques effectués en posture assise, Le Bozec et al. (1999) et Le Bozec et Bouisset (2004) ont observé que la durée et l'amplitude des APA, correspondant aux forces de réaction et au déplacement du centre des pressions, augmentaient avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise. Puisque la réduction de l'aire de contact avec l'assise modifie la stabilité initiale de la chaîne corporelle (voir IV.1.3) la variation des APA proviendrait de la mobilité potentielle de la chaîne posturale. Ainsi, la durée des APA augmenterait avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise. En revanche, pour une même aire de contact avec l'assise, le changement des CT des surfaces d'appui ne générant pas de modification de la mobilité posturale initiale, les APA ne présenteraient pas de différence significative. En effet, les positions initiales des centres des pressions mesurées au niveau de l'assise et du repose-pied et la répartition du poids des sujets ne présentent pas de différence significative entre les différentes CT des surfaces d'appui, pour chacune des deux aires de contact avec l'assise. De ce fait, l'acte moteur impliqué dans l'initiation du programme de montée de force suit le même déroulement quelles que soient les CT des surfaces d'appui et diffère, seulement, en fonction de l'aire de contact avec l'assise.

La dynamique posturale au cours de la montée de force diffère de celle présente au cours des APA. En effet, la réduction de l'aire de contact avec l'assise augmente la durée des APA, pour les deux surfaces d'appui carrelage et téflon, mais l'amplitude de la dynamique qui s'en suivra sera accrue seulement avec la surface carrelage. Par ailleurs, pour une même aire de contact avec l'assise, la dynamique des APA restent relativement constantes d'une surface à l'autre mais varie au cours de la montée de force. Ainsi les ajustements posturaux sont influencés par les CT des surfaces d'appui au cours de la réalisation de la tâche de montée de force. Autrement dit, la mobilité de la chaîne posturale est ajustée en fonction du COFs au cours de la montée de force. Cette modification de la dynamique en fonction du COFs n'apparaît pas au cours des APA. Cependant, ceci n'exclut pas que les CT des surfaces d'appui soient pris en compte avant l'initiation de la montée de force mais qu'elles ne soient exprimées, significativement, seulement au cours de celle-ci. La tendance des APA à augmenter en durée avec la surface téflon et en amplitude avec la surface carrelage montre que les caractéristiques des surfaces d'appui sont connues avant le début des APA. En effet, la

comparaison des moyennes des APA entre la surface carrelage et la surface téflon, pour chacun des sujets, montre qu'ils sont légèrement plus longs lorsque la surface d'appui est glissante et présentent une amplitude un peu plus élevée avec la surface d'appui non glissante. La tâche étant d'exercer une montée de force maximale, la plus grande contre-perturbation possible doit être développée. Sur la surface téflon, l'augmentation de la durée des APA, permet d'accroître la contre-perturbation sans modifier l'amplitude des forces de réaction et donc sans faire varier le risque de glissement. Le COFs étant beaucoup plus élevé avec la surface carrelage, la variation des APA est de type amplitude.

Cette deuxième interprétation, considérant la mobilité articulaire en posture initiale, aide aussi à la compréhension des variations des APA en fonction de différentes natures d'instabilité dans les études rencontrées dans la littérature. En effet, l'augmentation de l'aire de contact avec les surfaces d'appui (posture assise versus posture debout, posture couchée versus posture assise) ont pour seule conséquence la diminution du nombre de degré de liberté mobilisable et donc de la mobilité de la chaîne posturale (Le Bozec et Bouisset 2004 ; Teyssède et al. 2000 ; Van der Fits et al. 1998). Par ailleurs, la réduction de la mobilité de la chaîne posturale, lorsque le sujet se trouve sur une surface oscillante, provient de la rigidification de la chaîne articulaire engendrée par l'activité musculaire. Au cours d'élévations rapides du membre supérieur, une co-contraction des paires de muscle soleus-tibialis antérieur et biceps femoris-erector spinae a été mise en évidence lorsque le sujet se trouvait debout sur une plate forme instable (Gantchev et Dimitrova 1996). Cette co-contraction n'était pas présente avec une plate-forme immobile. En posture debout, lors de mouvements rapides du membre supérieur, Slijper et Latash (2000) observaient une diminution significative de la co-activation des trois paires de muscles analysées, des membres inférieurs et du tronc, lorsque le sujet prenait appui avec son membre supérieur controlatéral. La co-contraction des paires de muscles agonistes-antagonistes serait ajustée en fonction des conditions de stabilité initiale. Ainsi la réduction de la mobilité de la chaîne articulaire initiale serait soit passive, provenant des contraintes issues des conditions posturales, soit active générée par l'activité musculaire. Cette hypothèse selon laquelle les APA seraient fonction de la mobilité articulaire initiale n'exclut en rien leur possible ajustement en fonction de la projection du centre de gravité à l'intérieur du polygone de sustentation. Cette deuxième interprétation paraît probable.

Nos résultats, relatifs à l'absence de modifications des APA en fonction des CT des surfaces d'appui, confirment ceux d'études précédentes, lesquelles ont examiné l'incidence de

l'information sensorielle sur l'initiation du mouvement, pris dans un cadre très large. Lors de flexions des membres supérieurs effectuées debout sur des roller-skates versus des chaussures, les APA étaient présents dans les deux cas mais ne présentaient pas de différence significative en durée (Shiratori et Latash 2000). Seule l'activité de la paire de muscle soleus-tibialis anterior augmentait sans modification du niveau d'activation isolé d'un seul de ces muscles. Autrement dit, l'articulation de la cheville se trouvait rigidifiée lorsque le sujet portait des roller-skates. Dans un autre contexte, Horak et al. (1990) ont comparé deux situations expérimentales dans l'une des sujets sains présentaient une altération de la conduction des mécanorécepteurs superficiels et profonds des pieds et des chevilles générée par un brassard pneumatique dans l'autre l'information sensitive n'était pas modifiée. Ces auteurs ont observé, lors de la mobilisation de la plate-forme sur laquelle les sujets se tenaient debout, que ces deux groupes de sujets ne présentaient pas de différence quant au moment de l'initiation de la récupération de leur équilibre. D'autre part, Forget et Lamarre (1990) ont montré la présence d'APA chez des patients déafférentés, c'est à dire privés des sensations proprioceptives et cutanées. Ces résultats associés aux nôtres mettent en évidence que l'information tactile présente durant la phase précédant l'activité motrice n'est pas un facteur décisif dans le déclenchement des APA.

Dans notre étude la variation de l'aire de contact avec l'assise engendre seulement des modifications de la durée des APA, leur amplitude relative reste constante. Ce résultat peut s'expliquer soit par la modification de l'aire de contact avec l'assise trop faible pour créer des variations appréciables en amplitude des indices dynamiques dans ce laps de temps court, soit par une dynamique posturale plus précoce mais pas plus efficace en terme d'amplitude, soit encore par la redistribution de l'activité musculaire limitant l'effet dynamique développé. Il est à noter que ce résultat diffère de celui de Le Bozec et Bouisset (2004) qui observaient une augmentation significative de l'amplitude des APA mesurée au niveau de R_x et X_p .

Ainsi, toutes les sources d'instabilité ne sont pas pris en compte de façon identique par le SNC. Certaines ont une incidence privilégiée dans le déclenchement du mouvement volontaire, c'est le cas de la modification de l'aire de contact avec l'assise, et d'autres essentiellement au cours de l'acte moteur volontaire, comme pour les CT des surfaces d'appui. Ces résultats sont en faveur que l'organisation des APA et la dynamique au cours de la montée de force ne répond pas aux mêmes critères de régulation ce qui témoigne de l'existence de deux commandes motrices séparées.

IV.4. ORGANISATION DE LA COMMANDE MOTRICE DE LA MONTEE DE FORCE

La similarité des décours temporels des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique, quelles que soient les CT des surfaces d'appui et l'aire de contact avec l'assise, témoigne d'une organisation de la programmation de la montée de force bien définie. La durée brève de l'effort transitoire de poussée, inférieure à 200 ms, APA inclus, est en faveur d'une commande préprogrammée. Cette idée est renforcée par les tracés monotones et continus de l'ensemble des variables dynamiques, mesurés aussi bien sur l'assise que sur le repose-pied. En effet, l'absence de discontinuité suggère l'absence d'ajustements correcteurs, ce qui est en faveur d'un système de commande en feedforward. La reproductibilité de ces tracés suivant les efforts de poussées, les sujets, les CT des surfaces d'appui et les aires de contact avec l'assise ainsi que la chronologie d'apparition des APA, semblable pour toutes les conditions expérimentales, confirment l'existence d'une organisation bien définie de l'ensemble de la dynamique corporelle au cours de la montée de force. La commande motrice suit la même chronologie pour chacune des conditions expérimentales. Les résultats de Le Bozec et Bouisset (2004) soutiennent cette observation. Ces auteurs ont constaté, lors d'efforts de poussées, que les muscles activés et leur ordre de recrutement étaient identique pour des aires de contact avec l'assise large ou réduite. La tendance des APA à varier en fonction des CT des surfaces d'appui et de façon plus manifeste en fonction de l'aire de contact avec l'assise atteste de la connaissance par le SNC des conditions posturales et environnementales initiales. L'adaptation de la commande motrice aux CT des surfaces d'appui s'effectue au cours des premières poussées, elle se produit essentiellement avec la surface glissante, laquelle présente un risque plus élevé de perturbation de l'équilibre corporel. En effet, le pourcentage de poussées réussies augmente entre les poussées préliminaires et les poussées suivantes avec la surface téflon. Par contre, avec la surface carrelage, le pourcentage de poussées réussies reste stable des premières poussées aux dernières ; il est toujours supérieur à celui calculé avec la surface téflon. D'autres études, utilisant des paradigmes expérimentaux différents, confirment la rapidité d'ajustement de l'acte moteur en fonction des CT des surfaces avec lesquelles le sujet est en contact. Par exemple, lors du passage de la posture assise à la posture debout effectué sur des sols glissants, Pai et al. (2003) ont noté une diminution exponentielle de la perte d'équilibre et des chutes avec la répétition de la tâche. Dès le troisième essai, les sujets s'étaient adaptés aux

nouvelles CT du sol. Dans un autre contexte, lors de la manipulation de petits objets tenus entre le pouce et l'index, Johansson et Westling (1984) observaient que les forces de réactions étaient ajustées à une nouvelle surface dès le deuxième essai.

Ces études s'accordent pour affirmer que le SNC possède une représentation interne, de ces contraintes environnementales, actualisée rapidement grâce aux essais précédemment effectués. Sous anesthésie locale de l'index et du pouce, Johansson et Westling (1984) observaient que les forces de réaction appliquées sur les surfaces de l'objet, lors de son levé, gardaient le même décours temporel. Cependant, le rapport entre les forces tangentielles et la force normale n'était plus adapté aux CT de la surface. Ces auteurs proposaient que l'ajustement de ce rapport des forces aux CT de la surface s'effectue sur la base des informations afférentes provenant des récepteurs cutanés des doigts (Johansson et Westling 1987). Par ailleurs, ils ont montré que l'activité des unités afférentes sensorielles de la pulpe des doigts était présente avant le levé de l'objet. Les réponses des unités FAI étaient plus fréquentes lorsque la surface était glissante. Ces auteurs suggèrent que les informations fournies au SNC, concernant les CT des surfaces en contact proviennent de micro-glissements se produisant avant le levé de l'objet (Johansson et Westling 1984). D'autre part, de nombreuses études ont mis en évidence un déficit de la sensibilité des récepteurs cutanés des doigts lors du port de gant (Kinoshita 1999 ; Nelson et Mital 1995 ; Shih et al. 2001). Toujours lors de levés de petits objets avec les doigts, Kinoshita (1999) a observé que la force normale, 'grip force', était plus élevée lorsque le sujet portait des gants. Elle augmentait en fonction de l'épaisseur et variait en fonction de la matière du gant. Cet auteur suggère que les gants modifient la régulation de la force normale mais ne la supprime pas. De ce fait lors du port de gants, de chaussures ou de vêtement, la capacité à prendre connaissance des CT des surfaces en contact paraît plus difficile qu'avec la peau non recouverte, si celle-ci se fait principalement par l'intermédiaire des informations tactiles.

Toujours lors de levé d'objet, Flanagan (1995) a montré une relation entre les forces exercées et l'aspect de l'objet, c'est à dire sa texture plus ou moins rugueuse, son volume et sa couleur. Un objet lisse est considéré comme plus glissant qu'un objet rugueux. D'autre part, Pyykko et al. (1990) ont mis en évidence que le maintien de la stabilité corporelle de la posture debout lors de perturbations soudaines de la surface d'appui était régi principalement par les informations provenant du système vestibulaire. En conséquence, l'évaluation des CT des surfaces en contact avec le sujet résulte des informations provenant de différents récepteurs sensoriels.

Par ailleurs, Pavol et Pai (2002) ont observé lors du passage de la posture assise à la posture debout, effectué sur des sols glissants, que la probabilité de perte de l'équilibre corporel dépendait du déplacement et de la vitesse de déplacement du centre de gravité. Il est communément admis que l'équilibre corporel est associé à la projection du centre de gravité et au maintien du centre des pressions à l'intérieur du polygone de sustentation. D'après Patton et al. (1999), cette notion ne serait valable que si le COFs entre le sol et les chaussures est supérieur à 0,82. L'aire de déplacement du centre de gravité et du centre des pressions pour le maintien de l'équilibre corporel diminuerait avec la réduction du COFs (Pai et Patton 1997). Ces auteurs suggèrent que les limites de stabilité sont représentées au niveau du schéma corporel.

Ainsi, en fonction de la tâche à réaliser, différents capteurs sensoriels entrent en jeu dans la détermination des CT des surfaces en contact, capteurs cutanés, visuels ou vestibulaires. Notre étude ne permet pas de confirmer tel ou tel. De même, plusieurs variables de contrôles peuvent être impliquées dans le maintien de la stabilité posturale, rapport d'adhérence, centre de gravité ou centre des pressions. Nos résultats mettent plutôt en valeur que la variable régulée, concernant les CT des surfaces d'appui, est le rapport d'adhérence en référence au COFs. En effet, le déplacement du centre de gravité ne présente pas de différence significative en fonction des CT des surfaces d'appui. Lors de montées de force isométriques effectuées en posture assise, la position « quasi-statique » adoptée ne permet qu'un déplacement réduit du centre de gravité. D'autre part, un polygone de sustentation très large résulte de la posture assise ; ainsi il n'apparaît pas comme un facteur limitant au déplacement du centre des pressions. Par contre, nos résultats montrent que le déplacement du centre des pressions est fonction de la dynamique posturale laquelle dépend du rapport d'adhérence développé. Ainsi ce travail est plutôt en faveur que la variable mémorisée soit le COFs de la surface en contact et que la variable régulée soit le rapport d'adhérence en fonction du COFs.

La seule variation de la force exercée sur la barre et le maintien de la durée de la montée de force autour d'une valeur constante est en faveur que le paramètre planifié de cet acte moteur soit l'amplitude de la montée de force, plus précisément, la vitesse d'élévation de la force conformément au point de vue de Gordon et Ghez (1987 ; Ghez et Gordon 1987). Selon ces auteurs l'amplitude de la montée de force isométrique est proportionnellement relative à la vitesse de l'élévation de la force. Le Bozec et Bouisset (2004) ont observé une variation parallèle du pic de force et de la vitesse de la montée de force lors d'efforts de poussées transitoires. Cette stratégie est le reflet d'une commande optimale limitant le nombre de

variable à contrôler ce qui simplifie le contrôle neuromusculaire et biomécanique relatif au déplacement et à l'accélération des segments corporels nécessaire à la tâche. Notre étude confirme ce mode d'organisation lors de la modification des CT des surfaces d'appui. Ainsi la commande motrice, au cours d'efforts isométriques maximaux pour différentes CT des surfaces et aires de contact avec l'assise, procède plutôt d'une adaptation du programme moteur que d'un changement de stratégie.

Cette adaptation résulte de la mobilité de la chaîne posturale, c'est à dire de la bascule du bassin, de la courbure du tronc et de l'élévation des membres inférieurs, lesquelles engendrent un déplacement du centre des pressions vers l'arrière et l'addition d'une force verticale à l'effort de poussée horizontale. L'augmentation de l'amplitude de la force de réaction mesurée le long de l'axe antéro-postérieur sur la barre dynamométrique varie conjointement avec celles de la distance entre le centre de gravité et le centre des pressions et de la force de réaction verticale mesurée sur la barre. Ces stratégies sont conformes avec celles proposées par Rancourt et Hogan (2001) qui, au moyen de modèles statique et dynamique d'une tâche de poussée non isométrique effectuée en posture debout, montrent que les sujets disposent de cinq stratégies, pouvant être associées, pour augmenter la force de poussée : déplacer le centre de gravité vers le haut, associer une force verticale à l'effort de poussée, engendrer un moment au niveau des mains, incliner le tronc ou augmenter la distance entre le centre des pressions et le centre de gravité tout en gardant ces deux entités à l'intérieur du polygone de sustentation. Ils suggèrent que l'ensemble de ces stratégies soit limité par les forces tangentielles que le sol peut transmettre, c'est à dire par les CT des surfaces d'appui. Seules les stratégies d'inclinaison du tronc et de déplacement du centre des pressions permettent d'augmenter de façon importante la force de poussée.

L'ensemble de ces résultats permet d'élaborer un schéma de l'organisation de la commande motrice pour la tâche de montée de force isométrique effectuée en posture assise avec différentes CT des surfaces d'appui et aires de contact avec l'assise (figure 4.1). Il résulte des concepts relatifs à l'organisation du mouvement volontaire. Il est issu à la fois du schéma corporel (Clément et al. 1984 ; Gurfinkel et al. 1988 ; Lestienne et Gurfinkel 1988), du mode d'organisation en parallèle de la coordination entre posture et mouvement (Massion 1992) et de la capacité posturo-cinétique (Bouisset et Zattara 1983).

La particularité de l'organisation de la commande motrice de cette tâche réside dans le fait que, pour être efficiente, elle doit répondre à deux exigences : la perturbation induite par la

force exercée sur la barre doit être appropriée à la contre-perturbation développée et le rapport d'adhérence au niveau de l'assise ne doit pas excéder le COFs entre le vêtement porté par le sujet et la surface d'appui. Toutefois, selon les CT des surfaces d'appui, la difficulté à maintenir le rapport d'adhérence en dessous de la valeur du COFs diffère. En effet, avec les surfaces peu ou pas glissantes, le COFs étant élevé, la dynamique corporelle développée tend plutôt à être limitée par la capacité musculaire du sujet. De ce fait, la rapidité d'apprentissage de cette tâche sur les surfaces peu glissantes, carrelage et isorel rugueux, s'explique par le fait qu'un acte moteur efficient ne répond qu'à une seule obligation : équilibrer la perturbation et la contre-perturbation. Alors que pour les surfaces glissantes, les deux exigences doivent être remplies.

L'organisation de la commande motrice, abordée ici, ne s'inscrit ni dans le cadre de l'apprentissage ni dans celui de l'adaptation à un nouvel environnement. En effet, pour chaque nouvelle condition expérimentale, c'est à dire lors du changement soit des CT des surfaces d'appui soit de l'aire de contact avec l'assise, le sujet a effectué cinq poussées préliminaires afin de se familiariser avec les nouvelles conditions d'exécution de la tâche.

La planification et la programmation de la tâche de montée de force sont générées au niveau du SNC sur la base des informations issues du schéma corporel, c'est à dire les représentations internes du corps et de l'environnement ainsi que les synergies musculaires. Plus précisément, dans cette tâche de montée de force effectuée avec différentes caractéristiques des surfaces d'appui et aire de contact avec l'assise la commande motrice, envoyée par le SNC, prendrait en compte :

- Û la configuration posturale adoptée par le sujet c'est à dire l'orientation des segments corporels les uns par rapport aux autres,
- Û l'aire de contact du corps du sujet avec l'assise, c'est à dire la relation entre les segments corporels avec le monde extérieur,
- Û le COFs, lequel serait actualisé suite aux informations provenant des poussées précédemment exécutées,
- Û le programme moteur de la tâche de montée de force lequel correspond à une synergie fixe de l'activité de la chaîne focale et de la chaîne posturale.

Ainsi, sur la base des informations issues du schéma corporel, le SNC aurait la possibilité d'ajuster le programme moteur en fonction des CT des surfaces d'appui et de l'aire de contact avec l'assise.

L'intensité de l'acte moteur postural serait régulée afin que le rapport d'adhérence au niveau de l'assise n'excède pas le COFs, dans le but d'éviter tout risque de déstabilisation de l'équilibre du sujet. C'est le rôle du comparateur. La dynamique des membres inférieurs contribuerait à celle de la partie supérieure du corps sans pour autant être limitée par le risque de glissement des pieds sur le repose-pied.

La coordination entre l'organisation de la chaîne posturale et celui de la chaîne focale est en faveur d'un mode d'organisation en parallèle. En effet, ce mode permet d'expliquer le changement de la durée des APA en fonction de l'aire de contact avec l'assise. Les voies des synergies musculaires posturale et focale sont indépendantes. Toutefois la dichotomie entre la commande de la chaîne posturale et de la chaîne focale passe par une coordination adéquate de la dynamique posturale et de la dynamique focale, en d'autres termes de la contre-perturbation et de la perturbation. Afin qu'un acte moteur volontaire soit efficace, la perturbation doit être compensée par la contre-perturbation. Ainsi, l'amplitude de la montée de force est ajustée à la dynamique posturale développée. C'est le rôle du modulateur.

A partir de ce schéma, il apparaît que les points importants de l'adaptation de la commande motrice à un nouveau contexte expérimental sont le comparateur et le modulateur. Le premier réduirait l'intensité de la dynamique posturale pour l'ajuster aux CT des surfaces d'appui et le deuxième adapterait l'amplitude de la force exercée sur la barre, c'est à dire la perturbation, à la dynamique posturale développée.

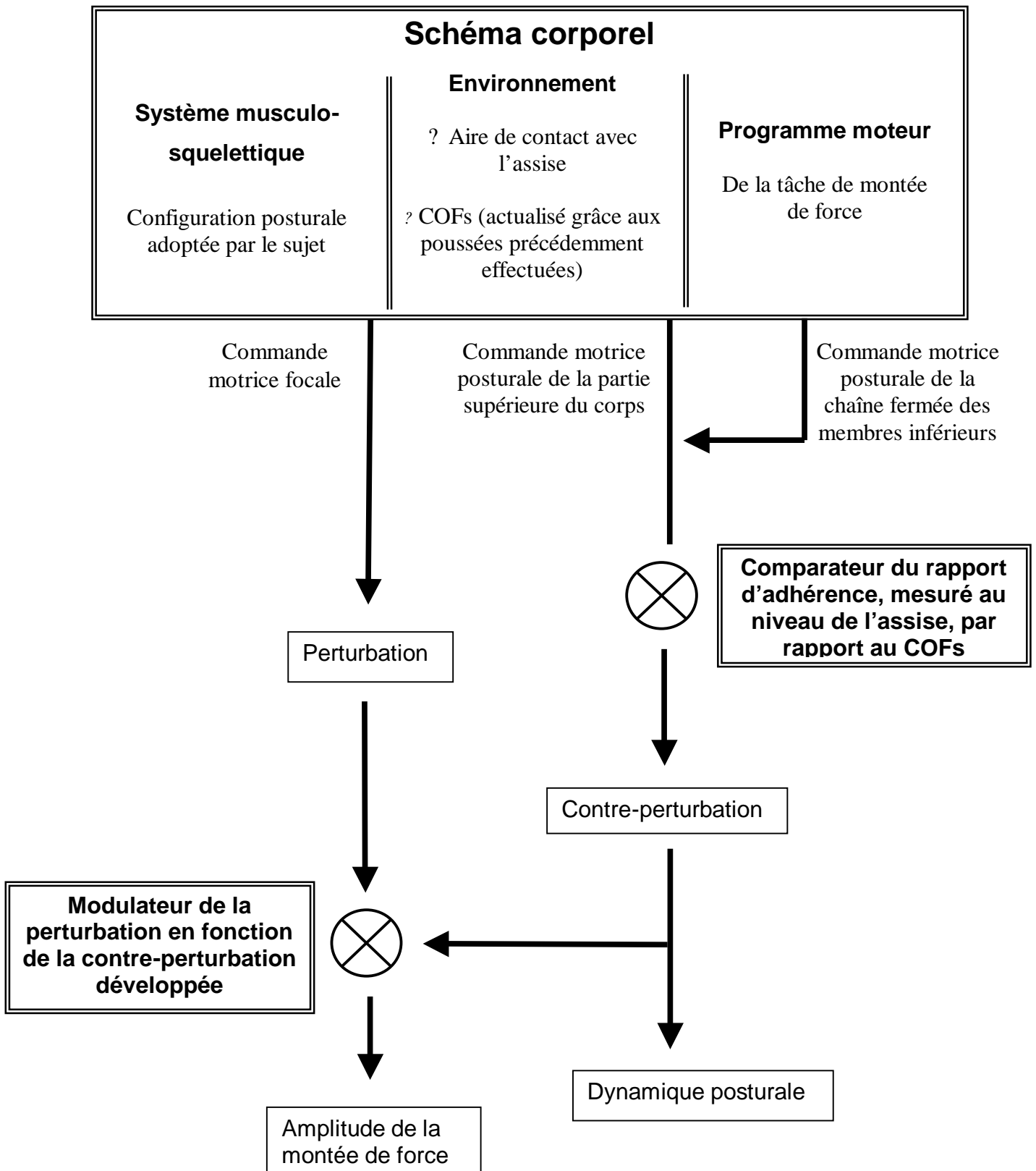


Figure 4.1 : Schéma récapitulatif de l'organisation de la commande motrice d'une tâche de montée de force
 Le comparateur estime le rapport d'adhérence mesuré au niveau de l'assise par rapport au COFs. S'il est proche du COFs, le risque de glissement est imminent, la dynamique posturale est alors diminuée. Le modulateur ajuste la perturbation, c'est à dire l'amplitude de la force exercée sur la barre, à la contre-perturbation qui a pu être développée.

PERSPECTIVES

L'objectif de ce travail était d'étendre la compréhension de la coordination entre posture et mouvement volontaire, chez l'homme sain, en intégrant les contraintes liées aux caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui. Les résultats mettent en évidence, lors d'une montée de force effectuée en posture stable, que la force externe exercée sur la barre varie en fonction de la contre-perturbation développée laquelle dépend des CT des surfaces d'appui. Plus précisément, ils supportent le point de vue que le rapport d'adhérence, calculé au niveau de l'assise, en référence au COFs, serait le paramètre de régulation de l'organisation posturo-cinétique ; il serait ajusté pour éviter tout risque de glissement sur l'assise, et par conséquent, pour maintenir l'équilibre du sujet.

Les perspectives proposées, à la suite de ce travail expérimental, seront conduites selon trois directions : la quantification expérimentale de la dynamique corporelle, la modélisation et enfin le transfert de ces connaissances vers la recherche appliquée.

En premier lieu, une suite expérimentale à ce travail paraît nécessaire. Elle aura pour objectif de quantifier la dynamique corporelle développée selon les CT des surfaces d'appui. En effet, sur la surface téflon, surface la plus glissante dans cette étude, les amplitudes des forces de réactions et du déplacement des centres des pressions sont réduites par rapport aux surfaces non glissantes, bien que les décours temporels des variables mesurées et / ou calculées soient reproductibles d'une surface à l'autre. La question qui se pose est : la commande motrice, générée par le SNC est-elle similaire quelles que soient les CT des surfaces d'appui ? En d'autres termes, l'amplitude de la mobilisation ainsi que la distribution de l'activité musculaire de la chaîne corporelle sont-elles modifiées par les CT des surfaces d'appui ? L'hypothèse proposée dans ce travail (chapitre IV.1.2) est que la co-activation des paires de muscles agonistes-antagonistes autour des articulations de la chaîne posturale génère une rigidité de la chaîne posturale. Ainsi, la stabilité posturale sur les surfaces d'appui glissantes serait augmentée, ce qui engendrerait une réduction de la mobilité posturale et par conséquent une réduction de la contre-perturbation développée. Une étude électromyographique et cinématique permettrait de déterminer, pour différentes CT des surfaces d'appui, les plans de coopération musculaire et d'analyser l'organisation et l'intensité de l'activité musculaire de paires de muscles agonistes-antagonistes de la chaîne posturale. Elle aurait aussi pour objectif de quantifier la mobilité posturale en mesurant le déplacement de différents segments articulaires ainsi que les couples et forces articulaires.

Le second point concernera la modélisation. Le but de ce travail sera de déterminer les couples articulaires au cours de la réalisation de la tâche de montée de force isométrique et maximale exercée en posture assise. Il sera aussi de mieux comprendre la fonction des phénomènes dynamiques présents. La finalité sera d'intrapoler et d'extrapoler la force exercée sur la barre et la dynamique posturale pour différentes CT des surfaces d'appui et aires de contact avec l'assise. Pour cela, deux travaux de modélisation ont été débutés au sein du Laboratoire de Physiologie du Mouvement en collaboration avec M. Raison, dans le cadre de son mémoire de fin d'étude d'ingénieur civil (Raison 2003), et P.-M.-H. Tran, pour son mémoire de DEA en biomécanique (Tran 2004). Ces deux modèles considèrent, pour le moment, une seule aire de contact avec l'assise et une seule CT de surface d'appui.

Enfin, les connaissances acquises au cours de ce travail pourront être utilisées dans le cadre de la recherche appliquée sur la prévention des troubles musculo-squelettiques en milieu de travail. Cette pathologie représente les deux-tiers des maladies professionnelles reconnues en France, et ce nombre ne cesse de croître. Elle touche aussi bien les muscles, les tendons que les nerfs au voisinage des articulations. Elle est d'origine multifactorielle. Cependant, il est maintenant bien établi que les paramètres biomécaniques telles que la force produite pour réaliser l'action, la répétitivité du geste et les amplitudes articulaires, au-delà des zones de confort, concourent au risque de développer des troubles musculo-squelettiques. De ce fait, les troubles musculo-squelettiques peuvent être considérés comme des pathologies liées au mouvement. Notre présente étude met en évidence, pour un effort maximal exercé en posture assise, que la force produite dépend de la dynamique de la chaîne posturale développée qui, elle-même, est fonction des CT des surfaces d'appui et des conditions posturales. Les tâches générant la production d'une force avec les membres supérieurs, telles que des efforts de poussées mais aussi de traction, d'abaissement ou d'élévation, sont fréquemment rencontrées au cours des activités de travail. Ainsi, il paraît nécessaire d'apprécier l'incidence des CT des surfaces d'appui pour une tâche plus proche de celle rencontrée dans une situation de travail c'est à dire présentant des mouvements répétés effectués à force sous-maximale, en posture assise mais aussi debout ou assis-debout L'objectif sera de déterminer si une variation de l'organisation posturo-cinétique ou de la performance de la tâche à réaliser est présente et si des stratégies de compensation sont mises en place. Nous serions aussi à même d'analyser les conséquences liées aux CT des surfaces d'appui en termes de sollicitations articulaire et musculaire.

BIBLIOGRAPHIE

- Åkerblom B. (1948) Standing and sitting posture. A. B. Nordiska Bokhandeln (ed), Stockholm, 187p.
- Andres R. O., O'Connor D., Eng T. (1992) A practical synthesis of biomechanical results to prevent slips and falls in the workplace. In: Kumar S. (ed), *Advances in industrial ergonomics and safety IV*, Taylor and Francis, London, 1001-1006.
- Aruin A. S., Forrest W. R., Latash M. L. (1998) Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 109: 350-359.
- Aruin A. S., Latash M. L. (1995) The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Exp. Brain Res.* 106: 291-300.
- Aruin A. S., Shiratori T. (2004) The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14: 455-462.
- Aruin A., Shiratori T. (2003) Anticipatory postural adjustments while sitting: the effects of different leg supports. *Exp. Brain Res.* 151: 46-53.
- Asai H., Fujiwara K., Troyama H., Yamashina T., Nara I., Tachino K. (1990) The influence of foot soles cooling on standing postural control. In: T. Brandt, W. Paulus, W. Bles, M. Dieterich, S. Krafczyk, A. Straube (eds). *Disorders of posture and gait* Georg Thieme Verlag, Stuttgart, pp 198-201.
- Babinski J. (1899) De l'asynergie cérébelleuse. *Rev. Neurol.* 7 : 806-816.
- Belenkii V. Y., Gurfinkel V. S., Pal'tsev Y. I. (1967) Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 12:135-41.
- Benvenuti F., Panzer V., Thomas S., Hallett M. (1990) Kinematic and EMG analysis of postural adjustments associated with fast elbow flexion movements. In: Brandt T., Paulus W., Bles W., Dieterich M., Krafczyk S., Straube A. (eds). *Disorders of posture and gait*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 72-75.
- Béraud P., Gahery Y. (1995) Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. *Neurosci. Lett.* 194: 177-180.
- Berthoz A. (1991) Reference frames for the perception and control of movement. In : Paillard J. (Ed.) *Brain and space*. Oxford University Press, Oxford, 81-111.
- Berthoz A. (1997) *Le sens du mouvement*. Odile Jacob (ed), Paris, 345 p.
- Black F. O., Wall C., Nashner L. M. (1983) Effects of visual and support surface orientation references upon postural control in vestibular deficient subjects. *Acta Otolaryngol* 95: 199-210.
- Blakemore S. J., Goodbody S. J., Wolpert D. M. (1998) Predicting the consequences of our own actions: the role of sensorimotor context estimation. *J. Neurosci.* 18: 7511-7518.
- Bober T., Kornecki S., Lehr R. P. Jr., Zawadzki J. (1982) Biomechanical analysis of human arm stabilization during force production. *J. Biomech.* 15: 825-830.

- Bouisset S. (1991) Relation entre support postural et mouvement intentionnel: approche biomécanique. *Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.* 99: A77-92.
- Bouisset S. (2002) *Abrégés : Biomécanique et physiologie du mouvement*. Masson, Paris, 304 p.
- Bouisset S., Goubel F., Maton B. (1973) Contraction isométrique isotonique et contraction isométrique anisotonique: Une comparaison électromyographique. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 13: 525-533.
- Bouisset S., Le Bozec S. (2002) Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movements. In: Latash M. L. (ed) *Progress in Motor Control, volume II: Structure-Function Relations in Voluntary Movements*. Human kinetics, Penn state, Chapter 3: 25-52.
- Bouisset S., Le Bozec S., Ribreau C. (2002) Postural dynamics in maximal isometric ramp efforts. *Biol. Cybern.* 87: 211-219.
- Bouisset S., Maton B. (1995) *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Hermann, Paris 735 p.
- 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? *Exp. Brain Res.* 132: 79-86.
- Bouisset S., Zattara M. (1981) A sequence of postural movements related to a voluntary movement. *Neuroscience Letters*, 22, 263-270.
- Bouisset S., Zattara M. (1983) Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. In: *Space Physiology*, Cepadues Pubs: 137-141.
- Bouisset S., Zattara M. (1987) Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J. Biomech.* 20: 735-742.
- Brenière Y., Do M.C., Sanchez J. (1981) A biomechanical study of the gait initiation process. *J. Biophys. Med. Nucl.*, 5 : 197-205.
- Brown J. E., Frank J. S. (1987) Influence of event anticipation on postural actions accompanying voluntary movement. *Exp. Brain Res.* 67: 645-650.
- Burstedt M. K., Flanagan J. R., Johansson R. S. (1999) Control of grasp stability in humans under different frictional conditions during multidigit manipulation. *J. Neurophysiol.* 82: 2393-2405.
- Chaffin D. B., Andres R. O., Garg A. (1983) Volitional postures during maximal push/pull exertions in the sagittal plane. *Hum. Factors* 25: 541-550.
- Cham R., Redfern M. S. (2002) Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture* 15: 159-171.
- Chang W. R., Gronqvist R., Leclercq S., Brungraber R. J., Mattke U., Strandberg L., Thorpe S. C., Myung R., Makkonen L., Courtney T. K. (2001) The role of friction in the

measurement of slipperiness, Part 2: survey of friction measurement devices, *Ergonomics* 44:1233-1261.

Chari V. R., Kirby R. L. (1986) Lower-limb influence on sitting balance while reaching forward. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 67: 730-733.

Ciriello V., McGorry R. W., Martin S. E. (2001) Maximum acceptable horizontal and vertical forces of dynamic pushing on high and low coefficient of friction floors. *International Journal of Industrial Ergonomics* 27: 1-8.

Clément G., Gurfinkel V. S., Lestienne F., Lipshits M. I., Popov K. E. (1984) Adaptation of postural control to weightlessness. *Exp. Brain Res.* 57: 61-72.

Clément G., Jacquin T., Berthoz A. (1985) Habituation of postural reajustements induced by motion of visual scenes. In: Igarashi M., Black F.O. (eds) *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium*. 7th Int. Symp Int Soc, Houston, 99-104.

Clément G., Lestienne F. (1988) Adaptive modifications of postural attitude in conditions of weightlessness. *Exp. Brain Res.* 72: 381-389.

Cordo P. J., Nashner L. M. (1982) Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J. Neurophysiol.* 47: 287-302.

Crenna P., Frigo C., Massion J., Pedotti A. (1987) Forward and backward axial synergies in man. *Exp. Brain Res.* 65: 538-548.

Crosbie J., Shepherd R. B., Squire T. J. (1995) Postural and voluntary movement during reaching in sitting: the role of the lower limbs. *Journal of Human Movement Studies* 28: 103-126.

Daams B. J. (1993) Static force exertion in postures with different degrees of freedom. *Ergonomics* 36: 397-406.

Day B. L., Steiger M. J., Thompson P. D., Marsden C. D. (1993) Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J. Physiol.* 469: 479-499.

Dean C. M., Shepherd R. B., Adams R. D. (1999b) Sitting balance II: reach direction and thigh support affect the contribution of the lower limbs when reaching beyond arm's length in sitting. *Gait Posture* 10: 147-153.

Dean C., Shepherd R., Adams R. (1999a) Sitting balance I: trunk-arm coordination and the contribution of the lower limbs during self-paced reaching in sitting. *Gait Posture* 10: 135-146.

Dempster W.T. (1961) Free-body diagrams as an approach to the mechanics of human posture and motion. In: Evans G. (ed.) *Biomechanical studies of the musculoskeletal system.*, Thomas, Springfield, 81-135.

Diétrich G., Brenière Y., Do M. C. (1994) Organization of local anticipatory movements in single step initiation. *Human Movement Sci.* 13 : 195-210.

- Dietz V., Colombo G. (1996) Effects of body immersion on postural adjustments to voluntary arm movements in humans: role of load receptor input. *J Physiol* 497: 849-856.
- Do M. C., Nouillot P., Bouisset S. (1991) Is balance or posture at the end of a voluntary movement programmed? *Neurosci. Lett.* 130: 9-11.
- Droulez J. (1988) Topological aspects of sensori-motor control. In: Gurfinkel V.S., Ioffe M. E., Massion J., Roll J. P. (eds). *Stance and motion: facts and concepts*. Plenum Press, New York, 251-259.
- Droulez J., Berthoz A. (1986) Servo-controlled conservative versus topological (projective) mode of sensory motor control. In: Bles W., Brandt T. (eds) *Disorder of posture and Gait*. Elsevier, Amsterdam, 83-97.
- Dufossé M., Hugon M., Massion J. (1985) Postural forearm changes induced by predictable in time or voluntary triggered unloading in man. *Exp. Brain Res.* 60: 330-334.
- Eklund G. (1972) General features of vibration-induced effects on balance. *Ups. J. Med. Sci.* 77: 112-124.
- Eklund G. (1973) Further studies of vibration-induced effects on balance. *Ups. J. Med. Sci.* 78: 65-72.
- Feldman A., Levin M. (1995) The origin and use of positional frames of reference in motor control. *Behav. Brain Sci.* 18: 723-744.
- Flanagan J. R. (1995) Action-perception coupling in judgments of hand-held loads. In: Wing A. M., Haggard P., Flanagan J.R. (eds) *Hand and brain: the neurophysiology and psychology of hand movements*. Academic press, San Diego, 415-430.
- Flanagan J. R., Burstedt M. K., Johansson R. S. (1999) Control of fingertip forces in multidigit manipulation. *J. Neurophysiol.* 81: 1706-1717.
- Flanagan J. R., Nakano E., Imamizu H., Osu R., Yoshioka T., Kawato M. (1999) Composition and decomposition of internal models in motor learning under altered kinematic and dynamic environments. *J. Neurosci.* 19: RC34, 1-5.
- Flanagan J. R., Wing A. M. (1997) The role of internal models in motion planning and control: evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads. *J. Neurosci.* 17: 1519-1528.
- Forget R., Lamarre Y. (1990) Anticipatory postural adjustment in the absence of normal peripheral feedback. *Brain Res.* 508: 176-179.
- Freund H. J., Budingen H. J. (1978) The relationship between speed and amplitude of the fastest voluntary contractions of human arm muscles. *Exp. Brain Res.* 31: 1-12.
- Friedli W. G., Cohen L., Hallett M., Stanhope S., Simon S. R. (1988) Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 51: 232-243.

- Friedli W. G., Hallett M., Simon S. R. (1984) Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements 1. Electromyographic data. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 47: 611-622.
- Gantchev G. N., Dimitrova D. M. (1996) Anticipatory postural adjustments associated with arm movements during balancing on unstable support surface. *Int. J. Psychophysiol.* 22: 117-122.
- Gaughran G. R., Dempster W. T. (1956) Force analyses of horizontal two-handed pushes and pulls in the sagittal plane. *Hum. Biol.* 28: 67-92.
- Ghahramani Z., Wolpert D. M. (1997) Modular decomposition in visuomotor learning. *Nature* 386: 392-395.
- Ghez C., Gordon J. (1987) Trajectory control in targeted force impulses. I. Role of opposing muscles. *Exp. Brain Res.* 67: 225-240.
- Gille J.C., Decaulne P., Pelegrin M. (1975) Systèmes asservis non linéaires, généralités, méthodes usuelles. Dunod, Paris.
- Gordon J., Ghez C. (1987) Trajectory control in targeted force impulses. II. Pulse height control. *Exp. Brain Res.* 67: 241-252.
- Gottlieb G. L., Agarwal G. C. (1971) Dynamic relationship between isometric muscle tension and the electromyogram in man. *J. Appl. Physiol.* 30: 345-351.
- Gouny M., Brenière Y., Do M. C., Lestienne F. (1977) Modalités d'intervention de la vision sur les réactions posturales associées à la mobilisation volontaire du bras. *CR Acad Sci Paris* 285: 1115-1118.
- Gray J. (1968) *Animal Locomotion*. Weidenfeld, Nicolson, Londres.
- Gregoric M., Takeya T., Baron J. B., Bessineton J. C. (1978) Influence of vibration of neck muscles on balance control in man. *Agressologie* 19: 37-38.
- 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.
- Gurfinkel V. S., Lipshits M. I., Lestienne F. G. (1988) Anticipatory neck muscle activity associated with rapid arm movements. *Neurosci. Lett.* 94: 104-108.
- Hanson J. P., Redfern M. S., Mazumdar M. (1999) Predicting slips and falls considering required and available friction. *Ergonomics* 42: 1619-1633.
- Haruno M., Wolpert D. M., Kawato M. (2001) Mosaic model for sensorimotor learning and control. *Neural Comput.* 13: 2201-2220.
- Hess W. R. (1943) Teleokinetisches und ereismatisches Kräftesystem in der Biomotorik? *Helv. Physiol. Pharmacol. 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. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 47: 1020-1028.
- Horak F. B., Nashner L. M., Diener H. C. (1990) Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp. Brain Res.* 82: 167-177.
- Hugon M., Massion J., Wiesendanger M. (1982) Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *Pflugers Arch.* 393: 292-296.
- Hunsicker P.A. (1955) Arm strength at selected degrees of elbow flexion. WADC Techn. Rpt. Wright Patterson Air Force Base, Ohio, 54-548.
- Inglis J. T., Shupert C. L., Hlavacka F., Horak F. B. (1995) Effect of galvanic vestibular stimulation on human postural responses during support surface translations. *J. Neurophysiol.* 73: 896-901.
- Johansson R. S. (1996) Sensory control of dexterous manipulation in humans. In: Wing A. M., Haggard P., Flanagan J. R. (eds) *Hand and brain : the neurophysiology and psychology of hand movements*. United Kingdom Edition, London, 381-414.
- Johansson R. S., Cole K. J. (1992) Sensory-motor coordination during grasping and manipulative actions. *Curr. Opin. Neurobiol.* 2: 815-823.
- Johansson R. S., Westling G. (1984) Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Exp. Brain Res.* 56: 550-564.
- Johansson R. S., Westling G. (1987) Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip. *Exp. Brain Res.* 66: 141-154.
- Johnson K. O., Hsiao S. S. (1992) Neural mechanisms of tactual form and texture perception. *Annu. Rev. Neurosci.* 15: 227-250.
- Kamper D., Barin K., Parnianpour M., Reger S., Weed H. (1999) Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord-injured individuals subjected to dynamic perturbations. *Spinal Cord* 37: 40-46.
- Kantor E., Poupard L., Le Bozec S., Bouisset S. (2001) Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? *Neurosci. Lett.* 308: 128-132.
- Kawato M., Furukawa K., Suzuki R. (1987) A hierarchical neural-network model for control and learning of voluntary movement. *Biol. Cybern.* 57: 169-185.
- Kawato M. (1999) Internal models for motor control and trajectory planning. *Curr. Opin. Neurobiol.* 9: 718-727.
- Kinoshita H. (1999) Effect of gloves on prehensile forces during lifting and holding tasks. *Ergonomics* 42: 1372-1385.

Kirby R. L., Price N. A., MacLeod D. A. (1987) The influence of foot position on standing balance. *J. Biomech.* 20: 423-427.

Kroemer K. H. E. (1974) Horizontal push and pull forces. *Appl. Ergon.* 5: 94-102.

Latash M. L., Aruin A. S., Shapiro M. B. (1995) The relation between posture and movement: a study of a simple synergy in a two joint task. *Human Movement Sci.* 14: 79-107.

Le Bozec S., Bouisset S. (2001) Effects of support base reduction on postural synergy associated with ramp effort performed while sitting. In Gantchev N. (eds) *From Basic Motor Control to Functional Recovery II. Towards an Understanding of the Role of Motor Control - from Simple Systems to Human Performance.* Academic Publishing House Professor M. Drinov, Sofia, 57-62.

Le Bozec S., Bouisset S. (2004) Does postural chain mobility influences muscular control in sitting ramp pushes? *Exp. Brain Res.* 158 :427-437.

Le Bozec S., Bouisset S., Goutal L. (1997) Dynamic postural phenomena are associated with isometric ramp efforts. *International Symposium on Posture and Gait, Paris, 12-15.*

Le Bozec S., Goutal L., Bouisset S. (1996) Are dynamic postural adjustments associated with isometric ramp efforts? In Gantchev G. N., Gurfinkel V. S., Stuart D., Wiesendanger M., Mori. S. (eds) *Motor Control Symposium VIII.* Academic Publishing House, Bulgarian Academy of Sciences, 140-143.

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. *Neurosci. Lett.* 303: 72-76.

Le Bozec S., Lino F., Bouisset S. (1999) Mobility of the postural chain and and anticipatory postural adjustments: comparison in "static" and "dynamic" motor tasks. In N. Gantchev G. N., Gantchev (eds) *From Basic Motor Control to Functional Recovery. Concepts, Theories and Models. Present State and Perspective.* Academic Publishing House "Prof. M. Drinov", Sofia, 80-84.

Lee W. A. (1980) Anticipatory control of postural and task muscles during arm flexion. *J. Mot. Behav.* 12: 185-196.

Lee W. A. (1984) Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. *J Mot Behav* 16: 135-170.

Lee W. A., Buchanan T. S., Rogers M. W. (1987) Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Exp. Brain Res.* 66: 257-270.

Lee W. A., Michaels C. F., Pai Y. C. (1990) The organization of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans. *Exp. Brain Res.* 82: 304-314.

Lestienne F. G., Gurfinkel V. S. (1988) Posture as an organizational structure based on a dual process: a formal basis to interpret changes of posture in weightlessness. *Prog. Brain Res.* 76: 307-313.

Lestienne F., Soechting J., Berthoz A. (1977) Postural readjustments induced by linear motion of visual scenes. *Exp. Brain Res.* 28: 363-384.

Lino F. (1995) Analyse biomécanique des effets de modification des conditions d'appui sur l'organisation d'une tâche de pointage exécutée en posture assise. Thèse de 3^{ème} cycle, Orsay, 209 p.

Lino F., Bouisset S. (1994) Is velocity of a pointing movement performed in a sitting posture increased by upper body instability? *J. Biomech.* 27: 733.

Lino F., Bouisset S., Duchene J. L. (1992) Effect of seat contact area on the velocity of a pointing task. In Bellotti P. Cappozzo. A. (eds) VIIIth Meeting of the European Society of Biomechanics. Roma, 232.

Lino F., Duchene J.L., Bouisset S (1991) Effet de modifications de la surface de sustentation sur la vitesse d'une tâche de pointage exécutée en posture assise. *Arch Int Physiol Bioch Bioph:* C37-C38.

Lipshits M. I., Mauritz K., Popov K. E. (1981) Quantitative analysis of anticipatory postural components of a complex voluntary movement. *Hum. Physiol.* 7: 165-173.

Llewellyn M. G. A., Nevola V. R. (1992) Strategies for walking on low-friction surfaces. In: Lottens W. A, Havenith G. (eds), *Proceedings of the fifth international conference on environmental ergonomics*, Maastricht, 156-157.

Lundervold A. J. (1951) Electromyographic investigations of position and manner of working in typewriting. *Acta Physiol. Scand. Suppl.* 24: 1-171.

Magnusson M., Enbom H., Johansson R., Pyykko I. (1990) Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control. The effect of hypothermia on vibration-induced body-sway. *Acta Otolaryngol* 110: 182-188.

Marsden C. D., Merton P. A., Morton H. B. (1981) Human postural responses. *Brain* 104: 513-534.

Massion J. (1992) Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog. Neurobiol.* 38: 35-56.

Massion J. (1997) *Cerveau et Motricité. Fonctions sensori-motrices.* Presses Universitaires de France, Paris, 187 p.

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. *Exp. Brain Res.* 128: 229-235.

Moberg E. (1962) Criticism and study of methods for examining sensibility in the hand. *Neurology* 12: 8-19.

Moore S., Brunt D. (1991) Effects of trunk support and target distance on postural adjustments prior to a rapid reaching task by seated subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 72: 638-641.

- Mouchnino L., Aurenty R., Massion J., Pedotti A. (1990) Coordinated control of posture and equilibrium during leg movement. In: Disorders of Posture and Gait. T. Brandt, W. Paulus, W. Bles, M. Dieterich, S. Krafczyk, A. Straube (eds). Georg Thieme, Stuttgart, 68-71.
- Nardone A., Schieppati M. (1988) Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Exp. Brain Res.* 69: 469-480.
- Nelson J. B., Mital A. (1995) An ergonomic evaluation of dexterity and tactility with increase in examination/surgical glove thickness. *Ergonomics* 38: 723-733.
- Nouillot P., Bouisset S., Do M. C. (1992) Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neurosci. Lett.* 147: 1-4.
- Noulin M. (1992) *Ergonomie*. C. Lobry (ed), Techniplus, Toulouse, 197p.
- Oddsson L. I. (1990) Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. *Acta Physiol. Scand. Suppl.* 595: 1-60.
- Oddsson L., Thorstensson A. (1987) Fast voluntary trunk flexion movements in standing: motor patterns. *Acta Physiol. Scand.* 129: 93-106.
- Okada M. (1972) An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *J. Human Ergol.* 1:75-93.
- Pai Y. C., Patton J. (1997) Center of mass velocity-position predictions for balance control. *J. Biomech.* 30: 347-354.
- Pai Y. C., Wening J. D., Runtz E. F., Iqbal K., Pavol M. J. (2003) Role of feedforward control of movement stability in reducing slip-related balance loss and falls among older adults. *J. Neurophysiol.* 90: 755-762.
- Paillard J. (1976) Neural coding of motor commands. *Rev. Electroencephalogr. Neurophysiol. Clin.* 6: 453-472.
- Paillard J. (1991) Motor and representational framing of space. In : *Brain and space*. J Paillard (ed.) Oxford University Press, Oxford, 163-82.
- Patton J. L., Pai Y., Lee W. A. (1999) Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait Posture* 9: 38-49.
- Paulignan Y., Dufosse M., Hugon M., Massion J. (1989) Acquisition of co-ordination between posture and movement in a bimanual task. *Exp. Brain Res.* 77: 337-348.
- Pavol M.J., Pai Y. C. (2002) Feedforward adaptations are used to compensate for a potential loss a balance. *Exp. Brain Res.* 145: 528-538.
- Pedotti A., Crenna P., Deat A., Frigo C., Massion J. (1989) Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Exp. Brain Res.* 74: 3-10.
- Pheasant S. T., Grieve D. W., Rubin T., Thompson S. J. (1982) Vector representations of human strength in whole body exertion. *Appl. Ergonomics* 13:139-144

- Pozzo T., Ouamer M., Gentil C. (2001) Simulating mechanical consequences of voluntary movement upon whole-body equilibrium: the arm-raising paradigm revisited. *Biol. Cybern.* 85: 39-49.
- Pyykko I., Jantti P., Aalto H. (1990) Postural control in elderly subjects. *Age Ageing* 19: 215-221.
- Raison M. (2003) Modélisation biomécanique des ajustements posturaux lors d'un effort isométrique maximal de poussée. Mémoire pour l'obtention d'ingénieur civil, Université Catholique de Louvain – Faculté des Sciences Appliquées, 84p.
- Raison M., Detrembleur C., Fisette P., Willems P. Y. (2004) Determination of joint efforts of a moving human body by inverse dynamics. *Archives of Physiology and Biochemistry*, 112 Suppl, 90, Actes du XXIX^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Créteil.
- Rancourt D., Hogan N. (2001) Dynamics of pushing. *J Mot Behav* 33: 351-362.
- Ribreau C., Le Bozec S., Buoisset S. (2001) Adherence of seated subject on the support base and maximal isometric ramp production. Actes du XVIIIth Congress of International Society of Biomechanics, Zurich, 76-77.
- Rogers M. W., Pai Y. C. (1990) Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man. *Exp. Brain Res.* 81: 398-402.
- Roll R., Velay J. L., Roll J. P. (1991) Eye and neck proprioceptive messages contribute to the spatial coding of retinal input in visually oriented activities. *Exp. Brain Res.* 85: 423-431.
- Shih R. H., Vasarhelyi E. M., Dubrowski A., Carnahan H. (2001) The effects of latex gloves on the kinetics of grasping. *International Journal of Industrial Ergonomics* 28: 265-273.
- Shiratori T., Latash M. (2000) The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clin. Neurophysiol.* 111: 613-623.
- Shiratori T., Latash M. L. (2001) Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clin. Neurophysiol.* 112: 1250-1265.
- Slijper H., Latash M. (2000) The effects of instability and additional hand support on anticipatory postural adjustments in leg, trunk, and arm muscles during standing. *Exp. Brain Res.* 135: 81-93.
- Taylor C.L. (1954) The biomechanics of the normal and of the amputated upper extremity. In: Klossfeldt P.E., Wilson P.D. (Eds) *Human limbs and their substitutes*, Mc Graw Hill, New York: 169-221.
- Teyssèdre C., Lino F., Zattara M., Buoisset S. (2000) Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Exp. Brain Res.* 134: 435-440.
- Thoumie P., Do M. C. (1996) Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. *Exp. Brain Res.* 110: 289-297.

Tran P.-M.-H. (2003) Dynamique posturale de la poussée isométrique maximale dans la posture assise sous contrainte de non glissement : exploration et étude des limites géographiques articulaires, des pressions de contact sur le siège, de la dynamique des MI. Mémoire de DEA, Université Paris 12 – Val de Marne, 44p.

Uno Y., Kawato M., Suzuki R. (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. Minimum torque-change model. *Biol. Cybern.* 61: 89-101.

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. *Exp. Brain Res.* 120: 202-216.

Warwick D., Novak G., Schultz A., Berkson M. (1980) Maximum voluntary strengths of male adults in some lifting, pushing and pulling activities. *Ergonomics* 23: 49-54.

Westling G., Johansson R. S. (1984) Factors influencing the force control during precision grip. *Exp. Brain Res.* 53: 277-284.

Wolpert D. M. (1997) Computational approaches to motor control. *Trends Cogn. Sci.* 1 :209-216.

Wolpert D. M., Flanagan J. R. (2001) Motor prediction. *Curr. Biol.* 11: R729-732.

Wolpert D. M., Ghahramani Z. (2000) Computational principles of movement neuroscience. *Nat. Neurosci.* 3: 1212-1217.

Wolpert D. M., Ghahramani Z., Jordan M. I. (1995) An internal model for sensorimotor integration. *Science* 269: 1880-1882.

Wolpert D. M., Kawato M. (1998) Multiple paired forward and inverse models for motor control. *Neural Netw* 11: 1317-1329.

Wolpert D. M., Miall R. C. (1996) Forward Models for Physiological Motor Control. *Neural Netw* 9: 1265-1279.

Woollacott M. H., Bonnet M., Yabe K. (1984) Preparatory process for anticipatory postural adjustments: modulation of leg muscles reflex pathways during preparation for arm movements in standing man. *Exp. Brain Res.* 55: 263-271.

Zattara M., Bouisset S. (1983) Influence de la vitesse d'exécution du mouvement volontaire sur les accélérations locales anticipatrices. VIII^e Congrès de la Société de Biomécanique, Lyon : 113-114.

Zattara M., Bouisset S. (1986) Etude chronométrique du programme posturo-cinétique lié au mouvement volontaire. *J. Physiol.* 81: 14-16.

Zattara M., Bouisset S. (1988) Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* 51: 956-965.

Zattara M., Bouisset S. (1992) Influence of a reduction of postural base configuration on the velocity of unilateral and bilateral upper limbs movements. In: Bellotti P., Cappozzo A. (eds) VIIIth Meeting of the European Society of Biomechanics, Roma.

Zhang M., Mak A. F. (1999) In vivo friction properties of human skin. *Prosthet. Orthot. Int.* 23: 135-141.

ANNEXES

ANNEXE 1 : TABLEAU RECAPITULATIF DES CARACTERISTIQUES DES SUJETS

<i>Sujets</i>	<i>Sexe</i>	<i>Poids (kg)</i>	<i>Taille (m)</i>	<i>Age (année)</i>
1	M	79	1,78	34
2	M	91	1,75	37
3	M	65	1,79	47
4	M	62	1,77	25
5	M	65	1,74	48
6	M	79	1,90	28
7	M	67	1,65	25
8	M	81	1,66	56
9	M	74	1,76	44

Les sujets 2, 5, 6, 7, 8 et 9 ont participé à la deuxième étude expérimentale.

ANNEXE 2 : CALCUL DES VARIABLES ISSUES DU SIEGE CAPTEUR DE FORCE

Pour chacune des trois plate-formes composant le siège capteur de force, six signaux sont recueillis : R_x , R_y et R_z , les composantes antéro-postérieure, latérale et verticale de la résultante des forces de réaction ainsi que M_{ox} , M_{oy} et M_{oz} , les composantes antéro-postérieure, latérale et verticale du moment résultant par rapport à l'origine du repère de la plate-forme. A partir de ces variables, les coordonnées du centre des pressions pour une plate-forme, les forces de réaction et les coordonnées du centre des pressions pour les repose-pieds, les forces de réaction et les coordonnées du centre des pressions pour l'ensemble des trois plate-formes sont calculées. Le déplacement du centre de gravité (CG) est calculé à partir des variables issues du capteur de force et de la barre dynamométrique. Les repères dans lesquels ont été effectués les calculs sont donnés pour chaque plate-forme et chaque groupement de plate-formes.

Ces calculs proviennent du travail de thèse d'université de Paris-Sud effectué par F. Lino (1995). Ils ont été repris et développés en collaboration avec D. Feutry, ingénieur en mécanique des solides et des structures préparant actuellement une thèse en robotique à l'INRS.

Calcul des coordonnées du centre des pressions pour une plate-forme

Le torseur de chacune des plate-formes permet de calculer les coordonnées du centre des pressions, P. Il correspond au barycentre des forces de réaction verticales, c'est à dire au point d'application de la résultante des forces verticales, dans le plan de la plate-forme considérée, où le moment résultant est nul.

L'expression des composantes du moment résultant par rapport à un point P (X_p, Y_p, Z_p) d'application des forces de réaction est pour une plate-forme quelconque :

$$\vec{M}_p = \vec{M}_o + \vec{\theta}_p \wedge \vec{P} \wedge \vec{R} \quad \begin{cases} M_p = M_o + R_z Y_p - R_y Z_p \\ M_y = M_o + R_x Z_p - R_z X_p \\ M_x = M_o + R_y Z_p - R_z Y_p \end{cases}$$

\vec{M}_p est le moment résultant par rapport au point P d'application de la résultante des forces de réaction : M_{px}, M_{py} et M_{pz} sont ces composantes antéro-postérieure, latérale et verticale.

\vec{M}_o est le moment résultant par rapport au point O, origine du repère de la plate-forme : M_{ox}, M_{oy} et M_{oz} sont ces composantes antéro-postérieure, latérale et verticale.

P est le point d'application de la résultante des forces de réactions : X_p, Y_p et Z_p sont ces coordonnées.

\vec{R} est la résultante des forces de réaction : R_x, R_y et R_z sont ces composantes antéro-postérieure, latérale et verticale.

Puisque le centre des pressions se trouve dans le plan de la plate-forme, il en résulte que Z_p est nul. De plus, les composantes M_{px} et M_{py} sont nulles car seuls se trouvent des moments induits par le déplacement du point d'application de la résultante des forces.

Ainsi $X_p = -\frac{M_{oy}}{R_z}$ et $Y_p = \frac{M_{ox}}{R_z}$

Au total, huit variables sont issues de chacune des trois plate-formes : $R_x, R_y, R_z, M_{ox}, M_{oy}, M_{oz}, X_p$ et Y_p .

A partir de ces variables, il est possible de calculer les composantes globales provenant des repose-pieds et de l'ensemble des trois plate-formes de force. Pour regrouper les variables issues de plusieurs plate-formes, il est nécessaire de fixer des repères précis pour chaque plate-forme et d'effectuer des changements de repère adaptés (figure 5.1).

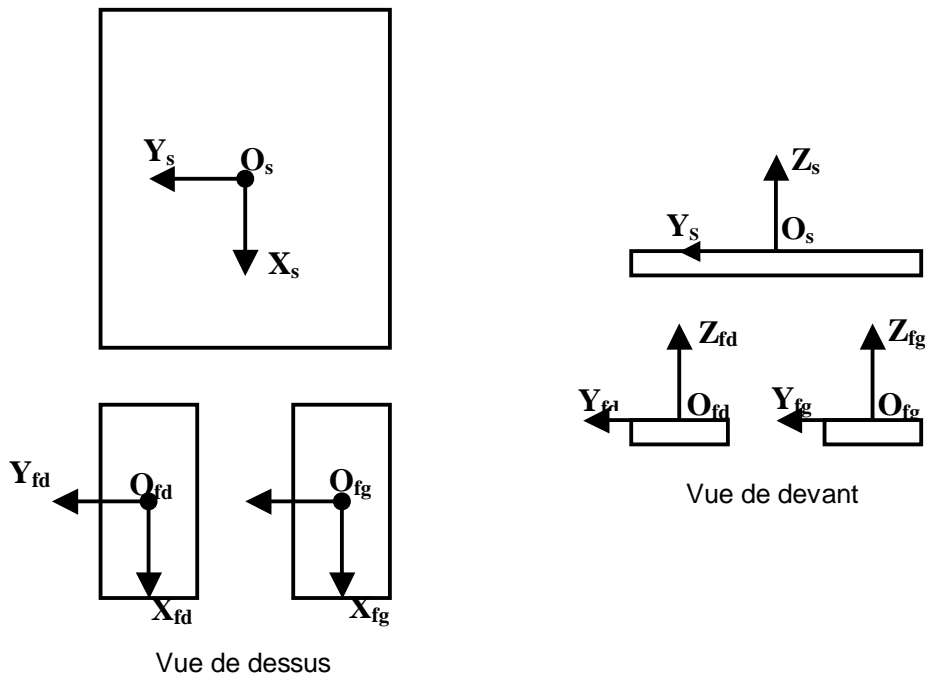


Figure 5.1 : Repère des trois plate-formes

(O_s, X_s, Y_s, Z_s) repère de l'assise

$(O_{fd}, X_{fd}, Y_{fd}, Z_{fd})$ repère du repose-pied droit

$(O_{fg}, X_{fg}, Y_{fg}, Z_{fg})$ repère du repose-pied gauche

Calcul des forces de réactions et du centre des pressions des repose-pieds

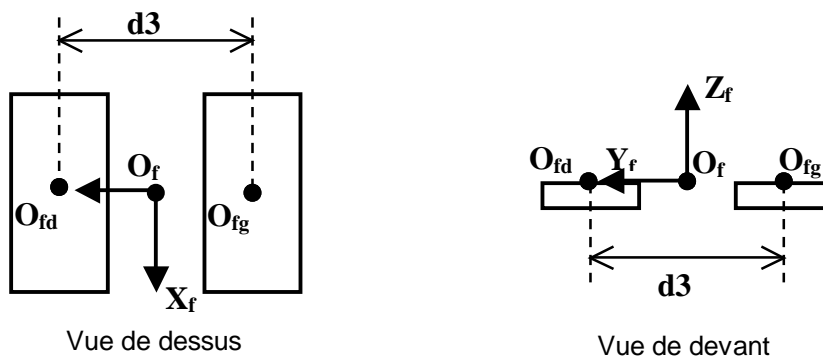


Figure 5.2 : Repère des repose-pieds

(O_f, X_f, Y_f, Z_f) repère des repose-pieds

$d3$ correspond à la distance séparant O_{fd} de O_{fg} , elle est fixe ($d3=200mm$)

Les composantes antéro-postérieure, latérale et verticale de la résultante des forces aux appuis du repose-pied droit, \vec{R}_{fd} , sont R_{xfd} , R_{yfd} et R_{zfd} , de la résultante des forces aux appuis du repose-pied gauche, \vec{R}_{fg} , sont R_{xfg} , R_{yfg} et R_{zfg} et de la résultante des forces aux appuis des repose-pieds, \vec{R}_f , sont R_{xf} , R_{yf} et R_{zf} .

M_{ofdx} , M_{ofdy} et M_{ofdz} sont les composantes du moments résultant, \vec{M}_{ofd} , par rapport aux axes X_{fd} , Y_{fd} et Z_{fd} passant par O_{fd} .

M_{ofgx} , M_{ofgy} et M_{ofgz} sont les composantes du moments résultant, \vec{M}_{ofg} , par rapport aux axes X_{fg} , Y_{fg} et Z_{fg} passant par O_{fg} .

M_{ofx} , M_{ofy} et M_{ofz} sont les composantes du moments résultant \vec{M}_{of} par rapport aux axes X_f , Y_f et Z_f passant par O_f .

Les coordonnées, respectivement selon les axes antéro-postérieur et latéral, du centre des pressions du repose-pied droit sont X_{pfd} et Y_{pfd} , du centre des pressions du repose-pied gauche sont, X_{pfg} et Y_{pfg} , et du centre des pressions des repose-pieds sont X_{pf} et Y_{pf} .

Calcul des composantes de la résultante des forces aux appuis des repose-pieds :

$$R_{xf} = R_{xfd} + R_{xfg}$$

$$R_{yf} = R_{yfd} + R_{yfg}$$

$$R_{zf} = R_{zfd} + R_{zfg}$$

Calcul des coordonnées du centre des pressions des repose-pieds :

$$M_{of} = M_{ofd} + M_{ofg}$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} M_{ofx} = M_{ofd} + M_{ofg} \\ M_{ofy} = M_{ofd} + M_{ofg} \\ M_{ofz} = M_{ofd} + M_{ofg} \end{cases}$$

Puisque $X_p = -\frac{M_{oy}}{R_z}$ et $Y_p = \frac{M_{ox}}{R_z}$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} Y_{pf} = \frac{R_{zfd} * Y_{pfd} + R_{zfg} * Y_{pfg}}{R_{zf}} \\ X_{pf} = \frac{R_{zfd} * X_{pfd} + R_{zfg} * X_{pfg}}{R_{zf}} \end{cases}$$

Calcul des forces de réactions et du centre des pressions pour l'ensemble des trois plate-formes

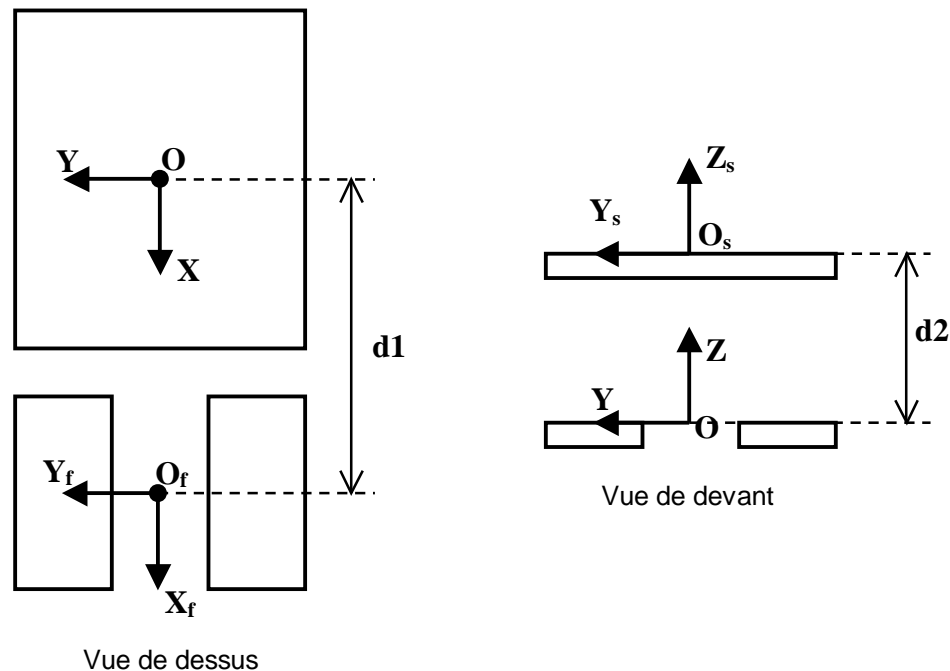


Figure 5.3 : Repère des trois plate-formes

*(O, X, Y, Z) repère des trois plate-formes ; (Of, Xf, Yf, Zf) repère des repose-pieds ; (Os, Xs, Ys, Zs) repère de l'assise
d1 correspond à la distance séparant les origines du repère des repose-pieds, Of, du repère des trois plate-formes, O. d2
correspond à la distance séparant les origines du repère de l'assise, Os, du repère des trois plate-formes, O.
Les distances d1 et d2 varient en fonction des mesures anthropométriques des sujets.*

Les composantes antéro-postérieure, latérale et verticale de la résultante des forces globale aux appuis des repose-pied, \vec{R}_f , sont R_{xf} , R_{yf} et R_{zf} , de la résultante des forces aux appuis de l'assise, \vec{R}_s , sont R_{xs} , R_{ys} et R_{zs} et de la résultante des forces aux appuis pour l'ensemble des trois plate-formes, \vec{R} , sont R_x , R_y et R_z .

M_{ofx} , M_{ofy} et M_{ofz} sont les composantes du moments résultant, \vec{M}_{of} , par rapport aux axes X_f , Y_f et Z_f passant par O_f .

M_{osx} , M_{osy} et M_{osz} sont les composantes du moment résultant, \vec{M}_{os} , par rapport aux axes X_s , Y_s et Z_s passant par O_s .

M_{ox} , M_{oy} et M_{oz} sont les composantes du moment résultant, \vec{M}_o , par rapport aux axes X, Y et Z passant par O.

X_{pf} et Y_{pf} sont les coordonnées du centre des pressions des repose-pieds.

X_{ps} et Y_{ps} sont les coordonnées du centre des pressions de l'assise.

X_p et Y_p sont les coordonnées du centre des pressions pour l'ensemble des trois plate-formes.

Calcul des composantes de la résultante des forces aux appuis pour l'ensemble des trois plate-formes :

$$R_x = R_{xs} + R_{xf}$$

$$R_y = R_{ys} + R_{yf}$$

$$R_z = R_{zs} + R_{zf}$$

Calcul des composantes de la résultante des forces aux appuis pour l'ensemble des trois plate-formes :

$$R_x = R_{xs} + R_{xf}$$

$$R_y = R_{ys} + R_{yf}$$

$$R_z = R_{zs} + R_{zf}$$

Calcul des coordonnées du centre des pressions pour l'ensemble des trois plate-formes :

$$M_o = M_o \ominus O_s \wedge R_s + M_o \ominus O_f \wedge R_f$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} M_o = M_o \ominus (2d_y R_s) + M_o \\ M_o = M_o \ominus (2d_x R_s + M_o \ominus (-d_y z) R_f) \end{cases}$$

Puisque $X_p = -\frac{M_{oy}}{R_z}$ et $Y_p = \frac{M_{ox}}{R_z}$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} Y_p = \frac{Y_p \cdot R_z + 2d_y \cdot R_s + R_f \cdot d_p \cdot \left(\frac{d3}{2}\right) + R_g \cdot Y_g \cdot \left(\frac{d3}{2}\right)}{R_z} \\ X_p = \frac{R_z \cdot X_p + R_f \cdot d_p \cdot X_f + R_g \cdot X_g + d_s \cdot R_z \cdot (-d_f) \cdot R_s}{R_z} \end{cases}$$

Calcul des coordonnées du moment au centre des pressions P (X_p, Y_p) de l'ensemble des trois plate-formes :

$$M_p = M_o \ominus P \wedge R$$

$$\Leftrightarrow \begin{cases} M_p = M_o \ominus Y_p \cdot R_z \\ M_p = M_o + X_p \cdot R_z \end{cases}$$

Calcul de la position du centre de gravité

Les variables issues du capteur de force et de la barre dynamométrique permettent de calculer la position du centre de gravité (CG) (X_G, Y_G, Z_G).

$$\sum F_{ext} = m \vec{\Gamma}_G$$

$\sum F_{ext}$ est la somme des forces externes au corps du sujet, m est masse du sujet considéré,

$\vec{\Gamma}_G$ représente l'accélération linéaire du CG.

$$\vec{R} + \vec{F} + \vec{P} = m \vec{\Gamma}_G$$

\vec{R} est la force de réaction du siège capteur de force sur le sujet (R_x, R_y, R_z)

\vec{P} correspond au vecteur poids du sujet

\vec{F} est la force de réaction de la barre dynamométrique sur le sujet (F_x, F_y, F_z)

$$\Leftrightarrow \begin{cases} R_x + F_x = m \Gamma_{Gx} \\ R_y + F_y = m \Gamma_{Gy} \\ R_z + P + F_z = m \Gamma_{Gz} \end{cases}$$

En prenant en compte les axes (figure 2.6), on obtient :

$$\Leftrightarrow \begin{cases} (R_x + F_x) / m = \Gamma_{Gx} \\ (R_y + F_y) / m = \Gamma_{Gy} \\ (R_z + P + F_z) / m = \Gamma_{Gz} \end{cases}$$

Ainsi, les coordonnées du centre des pressions sont données par :

$$\Leftrightarrow \begin{cases} X_G = \text{doubleintégration de } ((R_x + F_x) / m) \\ Y_G = \text{doubleintégration de } ((R_y + F_y) / m) \\ Z_G = \text{doubleintégration de } ((R_z + P + F_z) / m) \end{cases}$$

L'intégration a été effectuée avec la fonction 'cumsum' de la bibliothèque de Matlab. Des précautions particulières ont été prises quant à la définition du zéro pour éviter toute dispersion.

ANNEXE 3 : METHODE DU PLAN INCLINE POUR MESURER LE COEFFICIENT DE FROTTEMENT STATIQUE DES SURFACES D'APPUI

Le coefficient de frottement statique (COFs) a été mesuré, dans ce travail, à l'aide du Floor Slide Control 2000. Au cours de la pré-étude, une seconde méthode de mesure du COFs des quatre surfaces d'appui a été employée, elle consistait à faire glisser un sujet assis sur un plan inclinable. Le dispositif utilisé sert habituellement à étudier la capacité anti-dérapante de revêtements de sols destinés à des zones de travail à risque de glissement élevé au cours de situations de marche DIN 51130 et DIN 51097. Pour cette étude, ce dispositif originel a été légèrement modifié.

Le dispositif comprend une plaque plane, de 700 mm de largeur et 600 mm de longueur placée à 1 m du sol, inclinable à l'aide d'un moteur. Sur cette plaque ont été fixées chacune des différentes surfaces d'appui. Un appareil de mesure angulaire monté sur ce dispositif indique l'angle d'inclinaison de la plaque par rapport à l'horizontale avec une précision de $\pm 0,5^\circ$ (angle α).

Dix sujets ont participé à cette pré-étude. Ils étaient assis sur la plaque recouverte d'une surface à mesurer (figure 5.4). Tous les sujets portaient le même vêtement, identique à celui utilisé dans les expérimentations, c'est à dire un caleçon et des chaussettes en polyester-élasthanne de modèle similaire provenant du même fabricant. Ils devaient conserver une posture assise redressée tout au long de l'inclinaison de la plaque. Ils étaient assis sur toute la longueur fesses-cuisses, dos et tête maintenus droits, cuisses horizontales, les angles troncs-cuisses, cuisses-jambes et jambes-pieds étaient à 90° . Leurs pieds ne touchaient pas le sol.

Le COFs correspond à la tangente de l'angle, α , entre la plaque et l'horizontale au moment où le corps du sujet commence à glisser pour chuter (voir chapitre I.3.1.). Quatre mesures de coefficient de frottement ont été réalisées par sujet pour chacune des quatre surfaces. L'angle de départ était de 0° et, pour des raisons de sécurité, l'angle d'inclinaison maximum était de 28° . L'inclinaison de la plaque est progressive. La vitesse d'inclinaison est de 1° / seconde. Elle est régulée par le sujet lui-même à l'aide d'un bouton poussoir. La consigne donnée au sujet était de stopper l'inclinaison de la plaque au moment où débute le glissement du corps entier du sujet pour aboutir à sa chute.

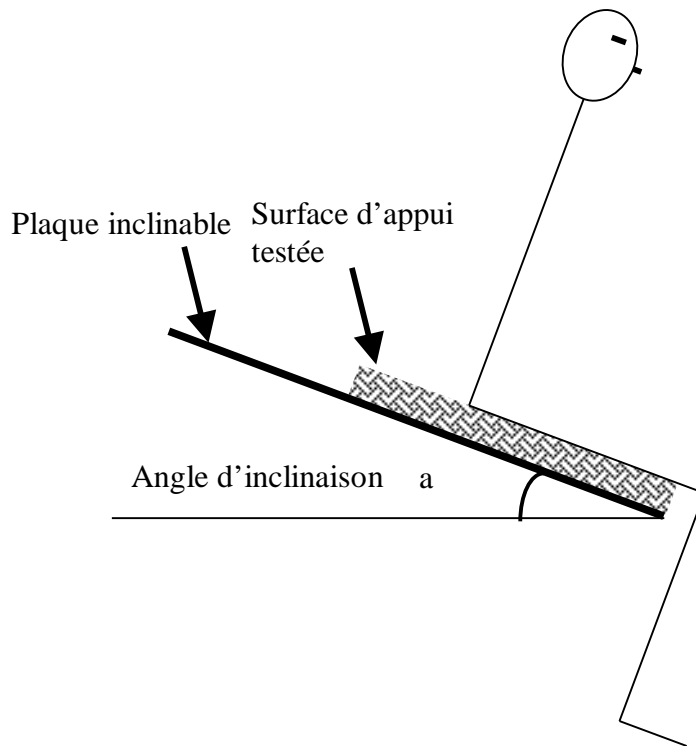


Figure 5.4 : Schéma du sujet assis sur le plan incliné
 Le COFs correspond à la tangente de l'angle a au moment où le corps du sujet commence à glisser pour chuter.

Les résultats montrent que les moyennes du coefficient de frottement obtenues avec le plan incliné sont proches de celles du Floor Slide Control 2000, pour les surfaces isorel rugueux, isorel lisse et téflon (tableau 5.1 et figure 5.5). Seule la moyenne avec la surface carrelage diffère entre les deux méthodes. Cette différence peut s'expliquer par le fait que, pour des raisons de sécurité, l'inclinaison du plan a du être arrêtée à 28° pour 8 sujets sur 10 avec cette surface. Cette limite d'inclinaison n'a jamais été atteinte avec les autres surfaces. Ainsi, la moyenne du coefficient de frottement de la surface carrelage est, avec la méthode du plan incliné, inférieure à sa valeur réelle. Malgré cela, la comparaison des moyennes des coefficients de frottement statique par ANOVA met en évidence une différence statistiquement significative, pour les deux méthodes, ($F(3, 12)=348,3$ $p<0,001$ avec le plan incliné et $F(3, 12)=841,3$ $p<0,001$ avec le FSC). Pour ces deux méthodes, le test LSD de Fisher indique que les moyennes des coefficients de frottement statique des quatre surfaces sont significativement différentes l'une de l'autre ($p<0,05$) (figure 5.5).

Surfaces	COFs mesuré avec	
	Plan incliné	Floor Slide Control 2000
Carrelage (C)	0,52 ± 0,03	0,59 ± 0,02
Isorel Rugueux (IR)	0,42 ± 0,05	0,42 ± 0,02
Isorel Lisse (IL)	0,18 ± 0,02	0,19 ± 0,00
Téflon (T)	0,13 ± 0,02	0,13 ± 0,02

Tableau 5.1 : Moyennes ± écart-type des coefficients de frottement statique mesurés avec le plan incliné et avec le Floor Slide Control 2000 pour les quatre surfaces d'appui

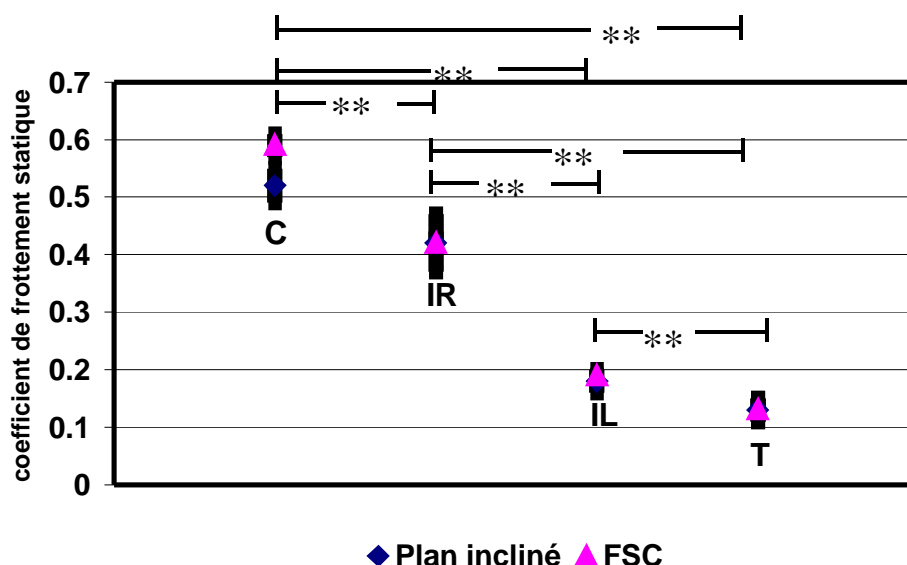


Figure 5.5 : Comparaison des moyennes des coefficients de frottement statique des surfaces deux à deux pour les deux méthodes.

Moyennes ± écart-type des coefficients de frottement statique mesurés avec le plan incliné et avec le Floor Slide Control pour les quatre surfaces d'appui. ** correspond à $p < 0,05$. Les résultats statistiques du test LSD de Fisher sont identiques pour les deux méthodes. 'C', 'IR', 'IL' et 'T' correspondent respectivement aux surfaces carrelage, isorel rugueux, isorel lisse et téflon.

Ainsi, ces deux méthodes permettent de caractériser le COFs en tenant compte à la fois de la nature de la surface d'appui et du vêtement porté par le sujet. Elles donnent des résultats semblables pour les surfaces n'ayant pas entraîné d'arrêt prématuré du plan incliné, c'est à dire l'isorel rugueux, l'isorel lisse et le téflon. Les moyennes obtenues par la méthode du Floor Slide Control 2000 ont été privilégiées dans ce travail pour trois raisons : d'une part, le

COFs a pu être mesuré pour les quatre surfaces et il est proche de celui mesuré avec le plan incliné pour les surfaces isorel rugueux, isorel lisse et téflon, d'autre part, les mesures ne prennent pas en compte les facteurs biomécaniques liés aux sujets ce qui réduit le nombre de paramètre non contrôlé et enfin les mesures ont été effectuées dans un plan horizontal ce qui se rapproche de la direction du glissement des sujets lors des études expérimentales.

ANNEXE 4 : TRACES DES VARIABLES SUR UNE PERIODE DE 1200MS

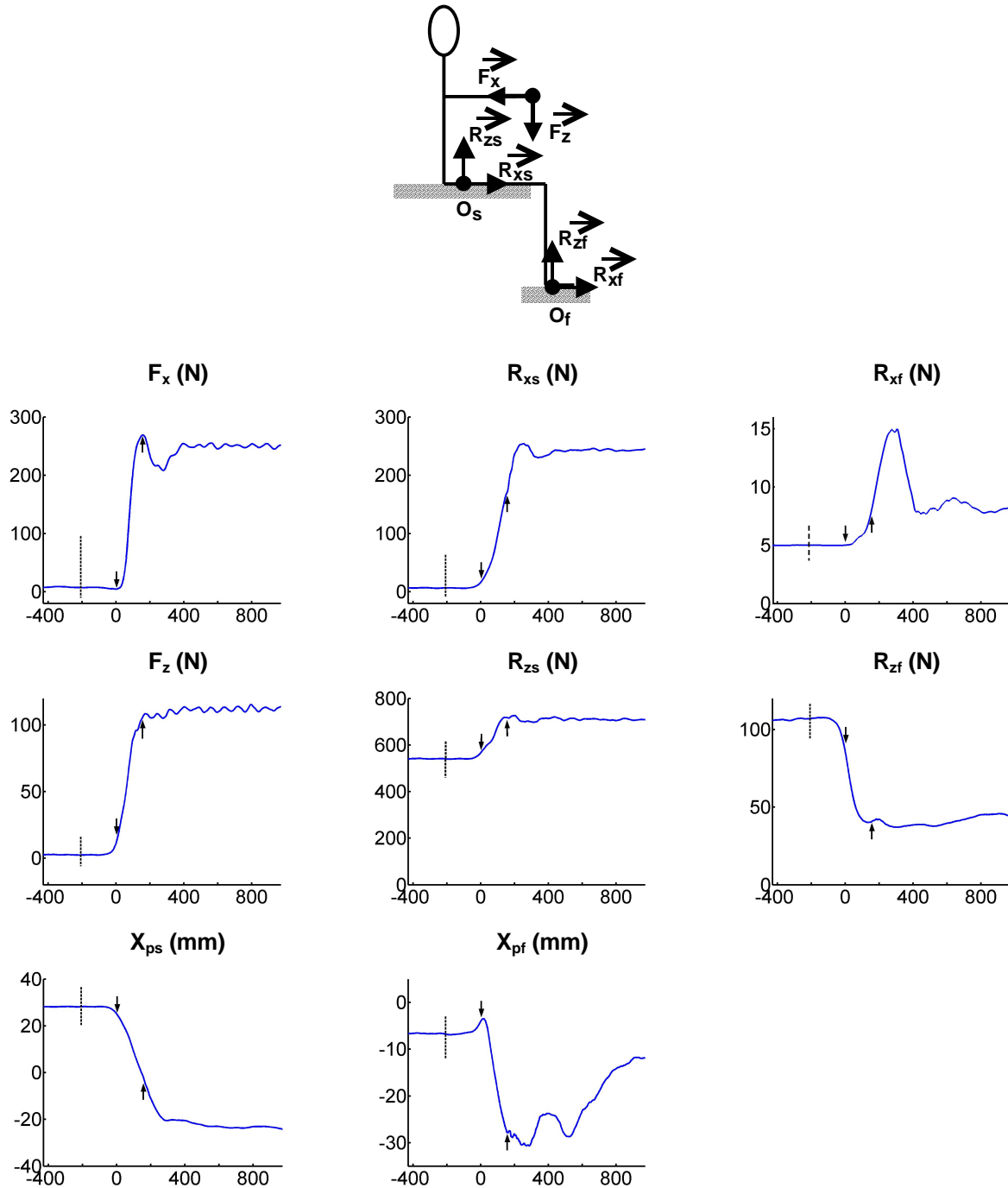


Figure 5.6 : Tracés des variables mesurées sur la barre dynamométrique et les plate-formes assise et repose pied durant 1200ms.

Les tracés correspondent à une poussée effectuée par un sujet en condition posturale assise 100% avec la surface d'appui carrelage. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force et la ligne en pointillée indique le signal d'exécution. R_{xs} et R_{xf} sont les composantes antéro-postérieures des forces de réaction mesurée respectivement au niveau de l'assise et du repose pied (N). R_{zs} et R_{zf} sont les composantes verticales des forces de réaction mesurée respectivement au niveau de l'assise et du repose pied (N). X_{ps} et X_{pf} correspondent au déplacement des centres des pressions le long de l'axe antéro-postérieur respectivement au niveau de l'assise et du repose pied (mm). Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

ANNEXE 5 : TRACES DES VARIABLES MESUREES ET CALCULEES DE LA DEUXIEME ETUDE : AIRE DE CONTACT AVEC L'ASSISE ET CARACTERISTIQUES TRIBOLOGIQUES DES SURFACES D'APPUI

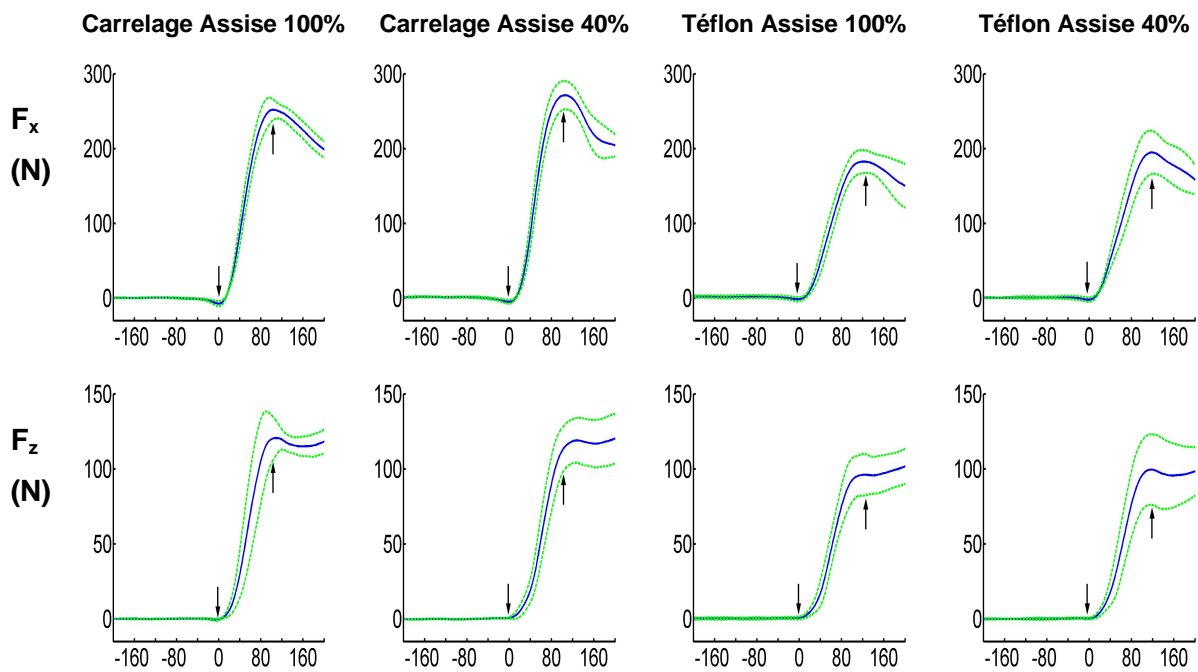
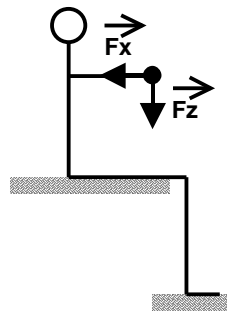


Figure 5.7 : Tracés des forces de réaction mesurées sur la barre dynamométrique le long des axes antéro-postérieur, F_x , et vertical, F_z , pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées exercées par un sujet représentatif. En ordonnée, la force est exprimée en Newton, en abscisse le temps est donné en ms. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

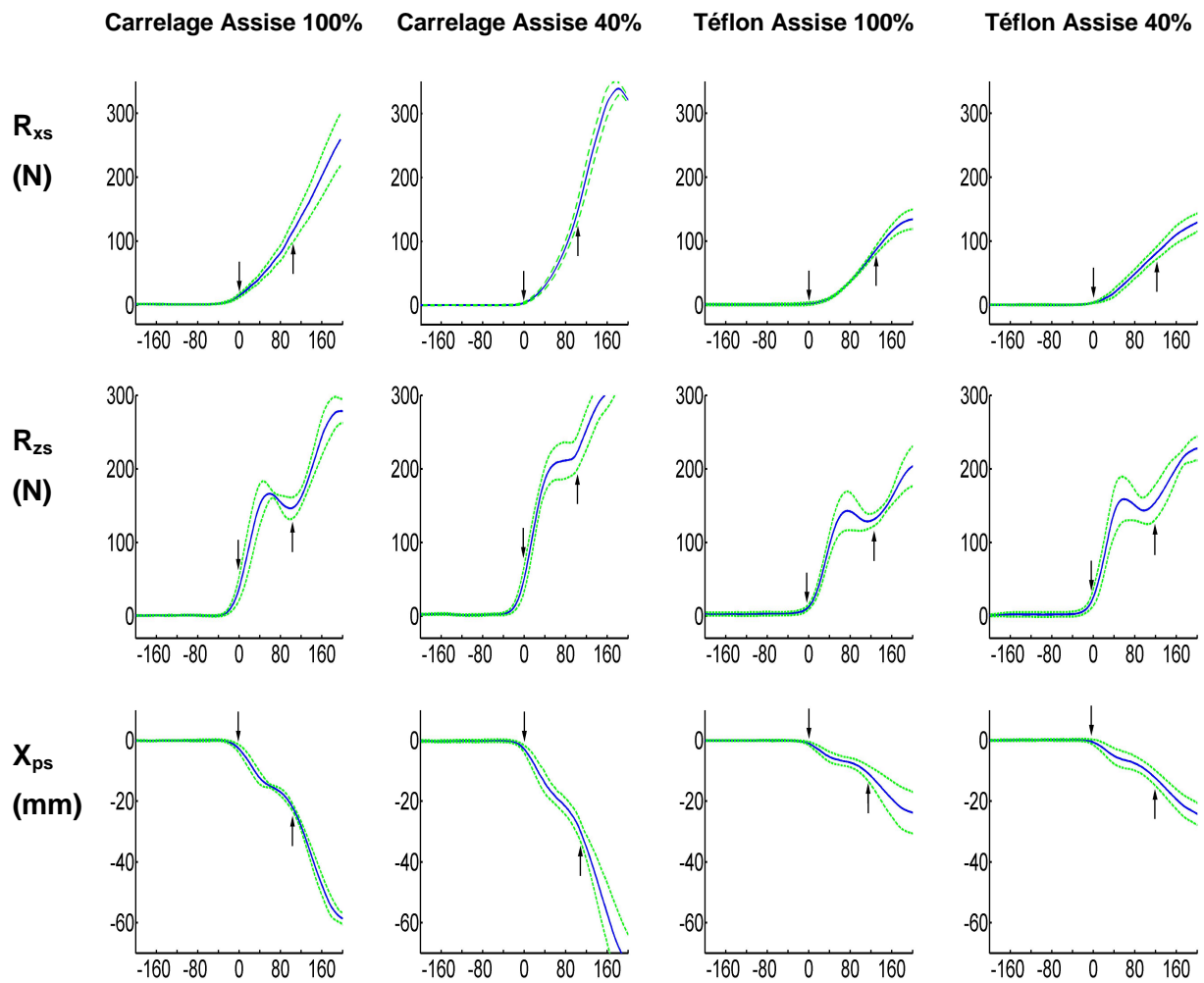
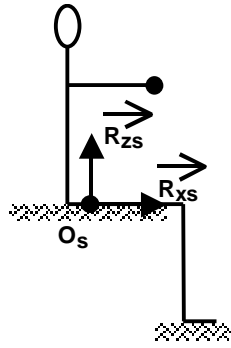


Figure 5.8 : Tracés des variables mesurées sur la plate-forme assise pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées exercées par un sujet représentatif. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. R_{xs} et R_{zs} sont respectivement les composantes antéro-postérieure et verticale de la force de réaction (N). X_{ps} correspond au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (mm). Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

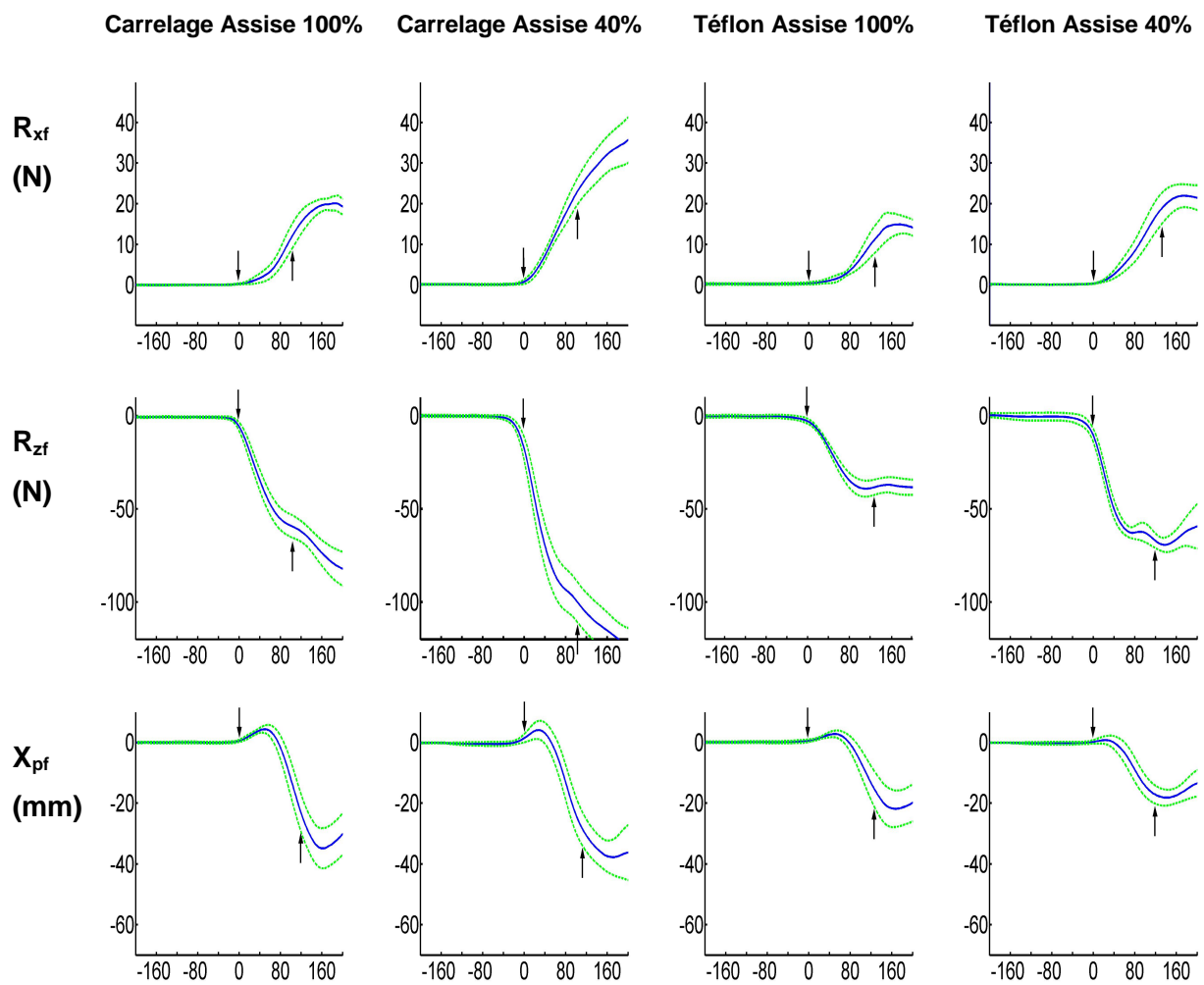
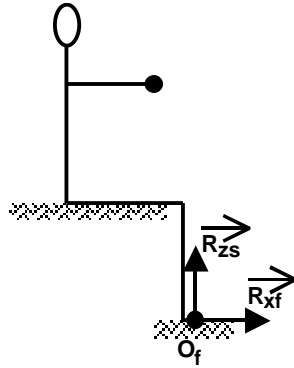


Figure 5.9 : Tracés des variables mesurées sur la plate-forme repose-pied pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées exercées par un sujet représentatif. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. R_{xf} et R_{zf} sont respectivement les composantes antéro-postérieure et verticale de la force de réaction (N). X_{pf} correspond au déplacement du centre des pressions le long de l'axe antéro-postérieur (mm). Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

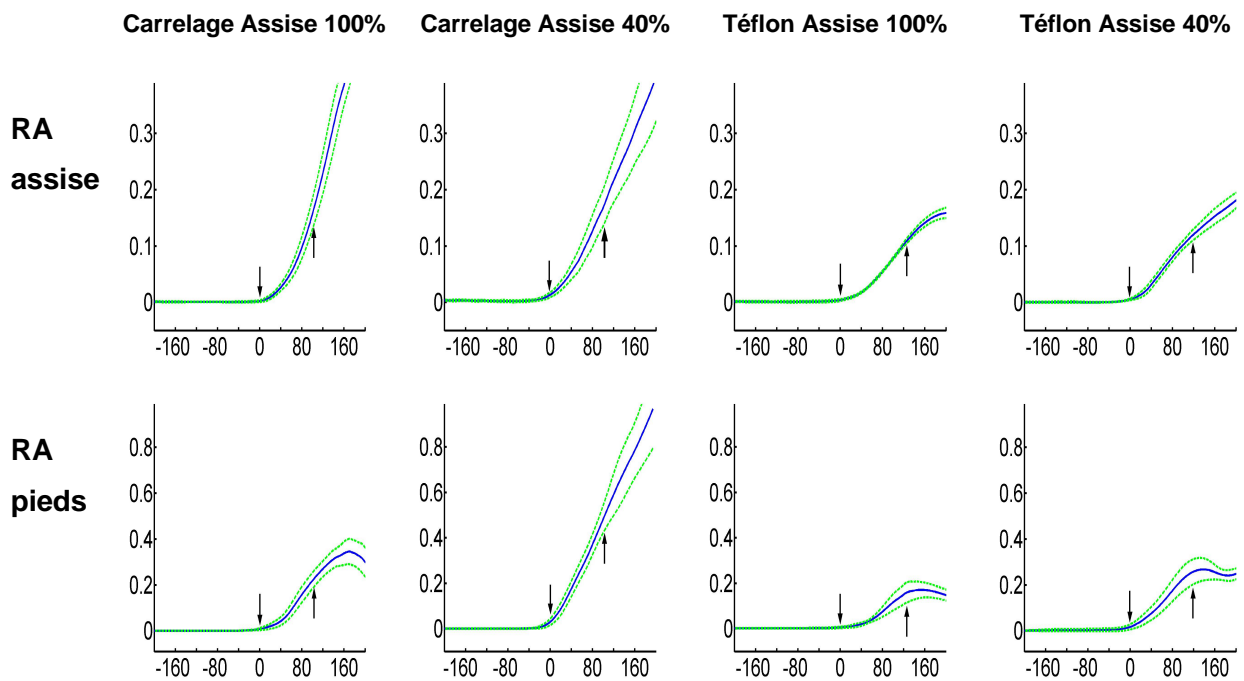
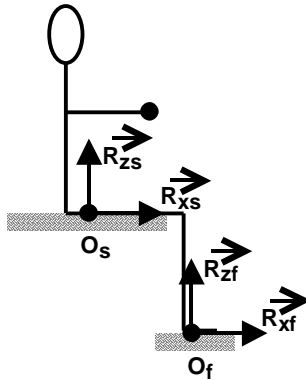


Figure 5.10 : Tracés des rapports d'adhérence des plate-formes assise et repose-pied pour les surfaces d'appui carrelage et téflon et les conditions posturales assise 100% et assise 40%

Les tracés correspondent à la moyenne \pm un écart-type de 5 poussées exercées par un sujet représentatif. Les flèches signalent le début et la fin de la montée de force. Le temps, en abscisse, est exprimé en ms. RA assise et RA pieds correspondent respectivement aux rapports d'adhérence calculés au niveau des plate-formes assise et repose-pied.

Ci-dessus repère dans lequel s'effectue la mesure.

RESUME DE L'ETUDE

Ce travail a pour objet d'analyser l'influence des contraintes environnementales sur l'organisation posturo-cinétique au cours de la réalisation d'un acte moteur volontaire effectué en posture assise.

La réalisation efficace d'un acte moteur volontaire nécessite le maintien de l'équilibre corporel. Ce dernier résulte, à la fois, de l'adéquation entre la perturbation, induite par le transfert des forces focales le long de la chaîne posturale vers les appuis, et la contre-perturbation, également de celle entre le rapport d'adhérence et le coefficient de frottement statique (COFs). Le rapport d'adhérence correspond au rapport instantané entre les forces tangentielles et la force normale, au cours de l'exécution de l'acte moteur. S'il excède le COFs, un glissement se produit. Ainsi, de façon plus générale et du fait des lois de la biomécanique, les forces extérieures, en particulier les forces de réactions, déterminent les caractéristiques biomécaniques de l'acte moteur. De ce fait, ce travail se propose de déterminer si les caractéristiques tribologiques (CT) des surfaces d'appui constitue un paramètre essentiel de l'organisation dynamique d'un acte moteur volontaire.

Dans un premier temps, nous avons examiné, l'effet des CT des surfaces d'appui sur la performance et l'organisation posturo-cinétique lors d'efforts de poussées isométriques maximaux, des deux membres supérieurs, effectués en posture assise. Pour ce faire, quatre surfaces d'appui présentant des CT différentes ont été considérées. Dans un deuxième temps, nous avons apprécié la portée de cette relation face à différentes conditions posturales. Pour cela, deux aires de contact avec l'assise ont été analysées : assise sur toute la longueur fesses-cuisses et assise sur 40 % de cette longueur. Dans cette condition expérimentale, différentes CT des surfaces d'appui ont été considérées.

La dynamique corporelle a été caractérisée à l'aide d'un siège original, composé de capteurs de forces placés au niveau de l'assise et du repose-pied, auquel était adjoind une barre dynamométrique. Les variables dynamiques, mesurées au niveau de l'assise, du repose-pied et de la barre, ont été étudiées au cours de deux périodes : avant et pendant l'effort de poussée.

Les résultats montrent que la force exercée sur la barre et la dynamique posturale diminuent avec les surfaces d'appui glissantes. Les membres supérieurs n'étant pas en contact direct avec les appuis, il apparaît que les CT des surfaces influe sur la dynamique de la chaîne posturale, laquelle restreint en retour la force exercée sur la barre.

L'aire de contact avec l'assise ne génère pas les mêmes effets selon les CT des surfaces d'appui. La dynamique posturale et la force exercée sur la barre augmentent avec la réduction de l'aire de contact avec l'assise pour une surface non glissante, mais ne présentent pas de différence significative entre les deux aires de contact pour une surface glissante. Ainsi, il apparaît que la dynamique posturale augmente uniquement si elle ne provoque pas un glissement sur l'assise c'est à dire si la stabilité de l'équilibre du sujet est maintenue au cours de l'acte moteur. Nous établissons, donc, que la dynamique posturale est régulée en fonction du rapport d'adhérence mesuré au niveau de l'assise.

Il est également mis en évidence, dans ce travail, que la dynamique de la chaîne fermée constituée des membres inférieurs contribue activement au développement de la dynamique de la partie du corps située au-dessus de l'assise. Toutefois, le rôle de ces deux chaînes segmentaires, dans la stabilité de l'équilibre corporel du sujet, reste bien différencié.

Par ailleurs, nous montrons que les ajustements posturaux précédents l'effort de poussée ne varient ni conjointement avec la perturbation de la tâche, ni en fonction des CT des surfaces d'appui, mais seulement selon l'aire de contact avec l'assise. Ce résultat suggère qu'ils sont programmés en fonction de la dynamique initiale potentielle de la chaîne corporelle.

En conclusion, le système nerveux central prend en compte les contraintes imposées par l'environnement, telle que les CT des surfaces d'appui, dans l'organisation d'un acte moteur volontaire. La stabilité de l'équilibre du sujet apparaît, donc, comme un paramètre essentiel dans la régulation de la dynamique corporelle, même pour une tâche effectuée en posture assise.

Mots clés : tribologie, coefficient de frottement, appui, montée de force, ajustements posturaux, performance, posture assise, capacité posturo-cinétique.