



HAL
open science

Ajustements posturaux consécutifs lors d'un pas simple : effets de la vitesse et du frottement

Sahel Memari

► **To cite this version:**

Sahel Memari. Ajustements posturaux consécutifs lors d'un pas simple : effets de la vitesse et du frottement. Sciences agricoles. Université Paris Sud - Paris XI, 2011. Français. NNT : 2011PA113011 . tel-00734785

HAL Id: tel-00734785

<https://theses.hal.science/tel-00734785>

Submitted on 24 Sep 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE PARIS-SUD

ÉCOLE DOCTORALE : 456
Laboratoire de *CIAMS (Complexité, Innovation et
Activités Motrices et Sportives)*

DISCIPLINE
« *Sciences du Sport,
de la Motricité et du Mouvement Humain* »

THÈSE DE DOCTORAT

Soutenue le **15/12/2011**

Par

Sahel MEMARI

**Ajustements posturaux consécutifs
lors d'un Pas Simple :
effets de la vitesse et du frottement**

Directeur de thèse : **Serge LE BOZEC** Professeur à l'Université Paris Sud

Composition du jury :

Président du jury : **Manh-Cuong DO** Professeur à l'Université Paris-Sud
Rapporteurs : **Olivier BUTTELLI** Maître de conférence à l'Université Orléans
 Patrice ROUGIER Professeur à l'Université de Savoie

Examineurs : **Simon BOUISSET** Professeur à l'Université Paris-Sud
 Thierry GELAT Maître de conférence à l'Université Paris-Ouest
 Christian RIBREAU Professeur à l'Université Paris-12

*A mes parents,
qui sont mes racines dans mon territoire maternelle,
qui rien n'aurait été possible sans leurs soutien et encouragement.*

Remerciements

Je souhaiterais remercier toutes celles et ceux qui m'ont éclairé et soutenu lors de ce travail, de par leurs compétences techniques, leurs expériences et leur soutien moral.

Tout d'abord, Je tiens à adresser mes plus sincères remerciements à mon directeur de thèse, M. Serge Le Bozec, Professeur à l'université Paris Sud-11, pour avoir dirigé ma thèse avec beaucoup d'efforts, de patience et de pédagogie. Sa disponibilité au quotidien, sa sympathie, son expérience et son esprit de synthèse ont été indispensables à l'aboutissement de mes travaux.

Mes sincères remerciements vont également à M. Simon Bouisset, Professeur à l'université Paris Sud-11, pour avoir co-dirigé cette thèse et pour avoir fait partie de mon jury en tant qu'examinateur. Je tiens à lui exprimer ma plus profonde reconnaissance pour ses conseils et son sens critique mais aussi pour sa sympathie et son suivi attentif des travaux.

Je tiens ensuite à remercier toutes les personnes qui ont contribué, d'une manière ou d'une autre, à rendre possible la réalisation de cette thèse :

_ M. Manh Cong Do,

Directeur de Recherche à l'université Paris sud-11, qui m'a fait l'honneur de présider mon jury et pour son encadrement, sa confiance, son regard critique sur mon travail et ses suggestions très enrichissantes;

_ M. Patrice Rougier, professeur à l'université de Savoie et M. Olivier Buttelli, Maître de conférence à l'université d'Orléans, pour avoir rapporté, avec beaucoup d'intérêt, sur mes travaux de thèse ;

_ M. Christian Ribreau, Professeur à l'université Paris-12 et M. Thierry Gelat, Maître de conférence à l'université Paris-Ouest , pour avoir fait partie de mon jury en tant qu'examinateur.

Je tiens à remercier Mme. Christine Le Scanff, Directrice et Professeur de UFR STAPS à l'université Paris Sud-11 pour ses supports et son suivi attentif des travaux.

Je tiens à remercier M.Zakaria Labsey, Docteur à l'université Paris Sud-11 pour ses encouragements lors des moments difficiles et pour son aide et sa sympathie.

Enfin, je tiens à exprimer une pensée profonde à ma famille, pour l'éducation qu'ils m'ont offerte et leur appui inconditionnel tout au long de ma vie.

Je m'excuse par avance pour ceux qui ne se seraient pas retrouvés dans les précédents paragraphes, et les assure de toute ma sympathie.

En vous souhaitant, à tous (et toutes), une bonne lecture ...

Table des Matières

Avant propos.....	7
I.Introduction	10
I.1. Interaction entre équilibre et posture.....	11
I.1.1. Conditions générales de l' "équilibre	11
I.1.1.1. L' équilibre statique	11
I.1.1.2. L' équilibre Dynamique	11
I.1.1.3. Le Centre de Gravité	14
I.1.1.4. Le Centre des Pressions	15
I.1.2. Mouvement Volontaire et perturbation posturale	15
I.2. Coordination entre posture et mouvement volontaire : la capacité posturo-cinétique.....	17
I.2.1. Les Ajustements Posturaux : Des ajustements posturaux diversifiés	17
I.2.2. Les Ajustements Posturaux Anticipateurs	18
I.2.3. Base posturale	19
I.2.4. Fonction des APAs	22
I.2.5. Organisation des APAs	24
I.2.6. Adaptations des APA	26
I.2.6.1. APA et paramètres du mouvement volontaire	27
I.2.6.2. APA et stabilité posturale	28
I.2.6.3. APA et mobilité de la chaîne posturale	29
I.2.6.4. APA et atteintes des centres nerveux supérieurs	30
I.2.7. Les ajustements posturaux consécutifs (CPA)	30
I.2.8. Le concept de « capacité posturo-cinétique »	32
I.3.Organisation et contrôle de la locomotion.....	33
I.3.1. L' initiation de la marche	34
I.3.1.1. Les APA au cours de l'Initiation de la marche	35
I.3.1.2. Rôle des mécanismes centraux et périphériques lors de l' initiation de la marche.....	36
I.3.2. L' arrêt de la marche	37
I.3.2.1. Quantification de l' arrêt du Pas	38
I.3.2.2.. Cinétique de l' arrêt	39
I.4.1. Le coefficient de frottement et le rapport d' adhérence	39
I.4.2. Propriétés Mécaniques de deux Surfaces en Contact	41
I.4.3. Influence de l' adhérence lors du mouvement volontaire	43
I.5. Problématique de l' étude	44
I.6. Objectifs et hypothèses de l' étude	45
II.Technique et Protocole	49
II.1. Généralités sur la méthodologie	50
II.2. Dispositif expérimental	50
II.2.1. Plateforme de forces	50
II.3. Série expérimentale 1	51
II.3.1 .Sujets	51
II.3.2. Protocole	51
II.3.3. Les mesure	52
II.3.4. Décours d' "Adhérence : Mode de détermination des valeurs caractéristiques	54
II.3.5. Décours temporel d' adhérence sur l' axe antero-postérieur (μ_x)	55
II.3.6. Décours d' "adhérence sur l' "axe Medio-Latéral (μ_y)	55
II.3.7. Décours d' "adhérence sur le plan horizontal (μ_h)	56
II.3.8. Détermination des variables de la série expérimentale 1	58

II.3.9. Les variables calculées	59
II.3.10. Statistiques	60
II.4. Série expérimentale 2	60
II.4.1. Sujets :	60
II.4.2. Protocole	60
III.Résultats	64
III.1.Caractérisation du simple pas.....	65
III.2. Effet de la vitesse de progression sur les paramètres biomécaniques	67
III.3. Impulsions des APA, STEP, BPI, et CPA	70
III.4. Les Corrélations	72
III.5. Effet du Coefficient de Frottement	77
III.5.1. Effet de la vitesse de progression sur un sol en Téflon	77
III.5.2. Effet de la vitesse de progression sur un sol en Carrelage	80
III.5.3. Comparaison entre Téflon et Carrelage.....	83
III.5.4. Impulsions sur Téflon et Carrelage	87
III.5.5. Les corrélations pour Téflon et Carrelage.....	93
III.6. Décours d'Adhérence	95
III.6.1.Décours du rapport d'adhérence sur l'axe Antéropostérieur (μ_x)	96
III.6.2.Les résultats de (μ_x) sur le sol du Téflon et Carrelage	100
IV.Discussion	102
IV.1. Perturbation et Contre perturbation	103
IV.2. Effets de la vitesse de progression.....	104
IV.3. Effets du Coefficient de Frottement (COF) sur les CPAs et les APAs	107
IV.4. Programmation du simple pas	114
V.Perspective & Conclusions.....	117
VI.Bibliographie	120

Avant Propos

Avant-propos

Les travaux présentés dans cette thèse ont été réalisés au sein de l'unité de Recherche CIAMS (Complexité, Innovation, et Activité Motrices et Sportives) UFR STAPS Orsay.

Ils s'inscrivent dans la lignée des modèles expérimentaux analysés au sein du laboratoire d'Orsay permettant une approche fondamentale des interactions entre la posture et le mouvement volontaire chez l'homme sain.

Il est maintenant bien établi que le mouvement est source de déséquilibre postural et que son exécution nécessite le maintien d'une posture compatible avec l'équilibre général du corps. Cette exigence implique des ajustements posturaux qui, du fait des lois de la mécanique, ne peuvent s'organiser que par rapport aux appuis. La problématique présentée dans ce travail étend un peu plus cette notion puisqu'elle prend en compte l'influence de l'environnement en contact avec le sujet. En effet, les propriétés de glissance à l'interface entre le sujet et les surfaces d'appui ajoutent une exigence supplémentaire à la commande motrice. Elles limitent l'intensité des forces de réactions développées afin d'éviter toute perturbation de l'équilibre liée au glissement du sujet sur la surface d'appui.

On sait que le passage de la posture debout, pieds joints, à la marche s'effectue selon un processus déjà décrit (Herman et al. 1973 ; Mann et al. 1979 ; Brenière et al. 1981), qui commence systématiquement par une désactivation partielle ou totale des extenseurs de la cheville, qui peut être contemporaine d'une activation du Fascia Latae contralatéral (Carlsöö, 1966), du côté du pied d'appui. Ces ajustements posturaux ont pour effet de libérer l'action des forces gravitaires initialement neutralisée par l'activité tonique des muscles antigravitaires que sont les muscles des chevilles (Brenière et al, 1987). L'action conjuguée des forces musculaires et des forces gravitaires crée les conditions dynamiques des mouvements anticipateurs de la marche (Brenière et al. 1987). Ces mouvements ont pour effet d'accélérer le centre de gravité du corps, vers l'avant et vers le pied d'appui, alors que, simultanément et à l'inverse, le centre des pressions se dirige vers l'arrière et vers le pied pendulaire (Yamashita and Katoh, 1976 ; Brenière et al. 1981).

L'objet de ce travail est la caractérisation biomécanique du simple pas dans la perspective d'aborder l'influence des propriétés à l'interface entre le corps du sujet et les surfaces en contact sur le mouvement volontaire et de voir les applications aux personnes vieillissantes

et/ou souffrant de troubles pathologiques. Il se situe dans la continuité des premiers travaux menés par Gilles Diétrich, avec Yvon Brénière et Manh Cuong Do (1994).

Le travail a été mené selon les deux hypothèses suivantes :

1)- Le déplacement du pied d'une position de repos à une autre implique une accélération suivie d'un freinage. En d'autres termes, le décours de la force résultante selon l'axe antéro-postérieur (Rx) se compose de deux ondes égales et de sens opposé. La valeur de la surface positive délimitée par le décours de Rx mesure la vitesse de progression. Si le mouvement est considéré comme une perturbation à l'équilibre corporel, la surface négative est une contre-perturbation qui ramène le corps à un état de repos. La surface, la durée et le pic d'amplitude de Rx constituent les principaux paramètres permettant de caractériser la perturbation et la contre-perturbation.

2)- L'adhérence du pied avec le sol est nécessaire pour que le déplacement puisse avoir lieu. Si la vitesse maximale de progression implique une réaction antéro-postérieure inférieure à la valeur limite autorisée par le coefficient de frottement (COF), on ne devrait pas trouver de différence des caractères biomécaniques suivant le COF (à la condition éventuelle qu'une marge de sécurité soit respectée).

Introduction

Introduction

L'exécution de toute activité motrice 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. 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.

Tout mouvement ayant pour corollaire une modification de la posture, constitue une source de déséquilibre. La perturbation de l'équilibre postural sera transitoire si elle est compensée par une contre-perturbation adéquate induite par les ajustements posturaux.

I.1. Interaction entre équilibre 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 et, pour maintenir la posture, les lois de l'équilibre doivent être respectées. D'autre part, la plupart des capteurs sensoriels, répartis sur l'ensemble du corps, contribue à l'orientation de la posture et au maintien de son équilibre. Ils permettent d'optimiser la saisie d'informations nécessaires à la préparation d'une tâche donnée mais aussi d'adopter une configuration corporelle qui sera le support postural de son exécution.

I.1.1. Conditions générales de l'équilibre

I.1.1.1. L'équilibre statique

D'un point de vue mécanique, l'équilibre postural (ou équilibre statique) d'un corps solide rigide est caractérisé par :

- Une résultante des forces extérieures nulle
- Un moment résultant des forces extérieures nul

Dans les conditions terrestres et dans le cas où le corps solide est soumis uniquement à deux forces : le poids du solide appliqué au centre de gravité (COG) et la force de réaction du support appliquée au centre des pressions (COP) de la surface de sustentation, l'équilibre postural implique deux conditions :

- La résultante des forces de réaction du support et le poids du sujet doivent être égaux et opposés.
- Les points d'application de ces deux forces doivent se trouver sur une même verticale, en l'occurrence la ligne de gravité.

Cependant, ces deux conditions ne sont pas vérifiées dans la pratique. En effet, chez l'être humain en station debout l'équilibre postural statique au sens strict n'existe pas, car le corps oscille en permanence (Romberg, 1953 ; Bouisset et Duchêne, 1994). Le maintien de l'équilibre postural nécessite l'intervention de force d'origines musculaires et ligamentaires (Okada, 1972 ; Carlsöö ,1961). De ce fait, il est assimilé à un phénomène physiologique actif résultant de réactions de soutien antigravitaires.

I.1.1.2. L'équilibre Dynamique

La loi de la dynamique imposent que la résultante et/ou le moment résultant des forces extérieures appliqués au système ne soient plus nuls .En effet, au cours du mouvement et tout particulièrement lors de l'initiation de la marche, une dissociation entre COP et COG a nécessairement lieu .Ces deux points présentent ainsi des trajectoires différentes.

Lors de la marche, le corps peut être associé, comme dans la posture, à un système oscillant. En effet, le mouvement périodique de la marche caractérisé par la fréquence des pas induit des mouvements oscillants du corps nécessitant un contrôle postural. La fréquence des oscillations dans le plan sagittal est deux fois plus élevée que dans le plan frontal induisant une amplitude d'oscillations entre COG et COP dans le plan sagittal inférieur à celle du plan frontal (Brenière, 1996).

C'est sur cette configuration d'équilibre postural initial que le mouvement survient. Pour que l'homme puisse se mouvoir et se déplacer, il est donc nécessaire que le milieu externe offre un

support sur lequel il puisse prendre appui et créer les forces de réaction qui permettront la rupture de l'équilibre postural. Une telle nécessité résulte des lois de la mécanique :

- La loi de la résultante dynamique (1).
- La loi du moment cinétique (2).

Elles permettent de relier à chaque instant forces et mouvement.

$$M \vec{r}_G = \sum \vec{F}_e \quad (1)$$

M est la masse, \vec{r}_G l'accélération linéaire du centre de gravité, et $\sum \vec{F}_e$ la résultante des forces extérieures.

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

$\vec{\sigma}_G$ représente le moment cinétique, $\sum \vec{M}_G(F_e)$ la somme des moments des forces extérieures par rapport au centre de gravité.

L'équation (2) peut encore s'écrire en explicitant le moment cinétique:

$$d(J_G) \vec{\Omega} / dt = \sum \vec{M}_G(F_e) \quad (3)$$

J_G est la matrice d'inertie du système par rapport à son centre de gravité. $\vec{\Omega}$ le vecteur représentatif de la vitesse angulaire instantanée du mouvement par rapport à ce point.

De ces deux théorèmes découlent au moins deux principes fondamentaux qui sont :

Le principe de l'inertie et le principe de l'action et de la réaction.

Le **principe d'inertie** définit que si un corps n'est soumis à aucune force extérieure ($\sum \vec{F}_e = 0$), il résulte de l'équation (1) que l'accélération linéaire de son centre de gravité est nulle et sa vitesse est constante ou nulle, selon la valeur initiale de la vitesse. En outre, si le moment des forces extérieures est nul, il résulte de l'équation (3) que la vitesse angulaire du mouvement autour du centre de gravité est constante ou nulle, selon les conditions initiales. Autrement dit, un système qui n'est soumis à aucune force extérieure (ou à des forces qui s'équilibrent) conserve sa vitesse linéaire en grandeur et en sens. De même, un système qui est

soumis à des forces extérieures, dont le moment par rapport au centre de gravité est nul, conserve sa vitesse angulaire en grandeur et en sens. C'est le principe de l'inertie.

En *termes biologiques*, le principe d'inertie exprime que si le corps de l'homme est au repos par rapport au milieu extérieur, il ne peut être mis en mouvement que par l'application d'une force extérieure (Gray, 1968). En conséquence, si l'homme doit se déplacer par ses propres efforts, il doit faire naître une force ou un moment de son environnement extérieur.

Le **principe de l'action et de la réaction** définit que pour deux systèmes en contact entre eux, la résultante et le moment résultant des actions de contact du 1^{er} système sur le 2nd sont égaux et de signes opposés. En d'autres termes, l'action du 1^{er} système sur le 2nd est donc égale et opposée à la réaction du 2nd système sur le 1^{er}.

En *termes biologiques*, le principe de l'action et de la réaction exprime le fait que pour générer une force propulsive, l'homme doit exercer contre le milieu extérieur une force ou un moment d'intensité égale et de sens opposé. En d'autres termes, l'homme ne peut se déplacer que dans la mesure où le milieu extérieur lui offre une réaction au mouvement.

Dans le cas où l'homme est en appui sur le sol et doit effectuer un mouvement à partir d'une posture initiale, il devra exercer une force contre le sol pour créer des forces extérieures qui sont les forces de réaction du sol. C'est la mise en jeu des forces musculaires et de leur contrôle qui offrent la possibilité d'une modulation de l'intensité des forces de réaction.

I.1.1.3. Le Centre de Gravité

Le centre de gravité (ou centre des masses), G, d'un système de points matériels est le barycentre de ses différents points, A_i, affectés de leur masse m_i. Il est défini par rapport à une origine quelconque, O, par la relation :

$$\vec{OG} = \frac{\sum m_i \vec{OA}_i}{\sum m_i}$$

A partir de la position des centres de gravité segmentaires, G_i, et compte tenu de la masse, m, des chaînons correspondants, on peut déterminer la localisation du centre de gravité, G, du corps entier, en appliquant la formule suivante :

$$m \vec{OG} = \sum m_i \vec{OG}_i$$

Ainsi, la position du centre de gravité d'une chaîne articulée est un point variable, qui dépend de la position relative des segments qui la composent.

I.1.1.4. Le Centre des Pressions

Dans le cadre d'un corps solide en appui, le centre des pressions est le point d'application de la résultante des forces de réactions verticales du sol, qui en est leur barycentre, et où leur moment résultant est nul. Le centre des pressions est défini par ses deux composantes, X et Y, situées sur le plan du sol. Les forces de réaction verticales du sol sont fonction du poids du corps, avec lequel le sol réagit selon le principe de l'action et de la réaction; elles dépendent également de l'activité musculaire. En posture debout l'activité musculaire est relativement faible, et il est admis que les déplacements du centre des pressions sont assimilables aux déplacements de la projection verticale au sol du centre de gravité avec une marge minime d'erreur (Gurfinkel., 1973). Par contre, lors des activités dynamiques, l'activité musculaire est augmentée et la position du centre de pression devient alors d'avantage représentatif des actions musculaires.

I.1.2. Mouvement volontaire et perturbation posturale

Selon les lois de la mécanique, le mouvement constitue une perturbation transitoire de la posture et de l'équilibre postural pour deux raisons majeures. Lorsqu'un segment corporel est déplacé d'un point de l'espace à un autre, la position initiale du centre de gravité global du corps est modifiée, ce qui crée de nouvelles conditions d'équilibre postural. D'autre part, l'accélération des segments corporels déplacés volontairement (segments « focaux ») génère, en vertu du principe de l'action et de la réaction, des forces de sens opposé qui s'appliquent au niveau de l'extrémité du segment corporel adjacent. 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. Ce sont des phénomènes neurophysiologiques actifs sous le contrôle du système nerveux central.

Pour prendre l'exemple classique de l'élévation du membre supérieur en posture debout (Belenkii et al. 1967; Bouisset et Zattara, 1990; Bouisset, 1991), l'analyse des forces réactives générées au niveau de l'épaule au tout début du mouvement focal, montre que celles-ci ont une résultante dirigée vers l'arrière et vers le bas (Figure 1-1).

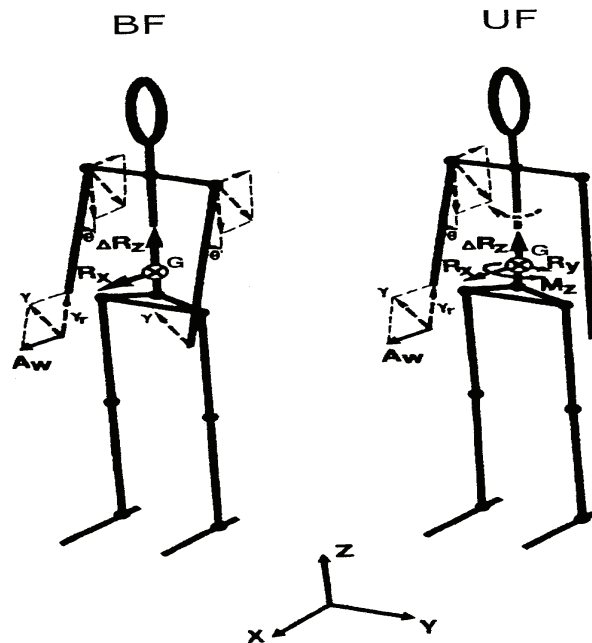


Figure (1-1). Représentation schématique du système des forces au début du mouvement intentionnel. Les flèches pleines correspondent aux variables biomécaniques effectivement enregistrées. Les flèches en tirets correspondent aux paramètres théoriques. Θ : déplacement angulaire du membre supérieur; R_x , R_y , ΔR_z : composantes antéro-postérieure, latérale et verticale de l'accélération du centre de gravité (CG). M_z : moment résultant d'axe vertical passant par CG; A_w : accélération tangentielle du poignet; y_r et y : accélération radiale et résultante. BF: mouvements bilatéraux; UF: mouvements unilatéraux. (Bouisset et Zattara, 1987).

Pour s'opposer à cette perturbation de l'équilibre postural, le système nerveux central doit développer, au niveau du support postural, des phénomènes dynamiques adaptés (Bouisset, 1991). Ces phénomènes dynamiques correspondent aux « ajustements posturaux ».

Il est connu que ces ajustements posturaux surviennent « avant » même le début du mouvement volontaire. Des ajustements posturaux surviennent également « pendant » et « après » la fin du mouvement volontaire. En fonction de leur date d'apparition par rapport au mouvement volontaire, ces ajustements posturaux ont été respectivement nommés « ajustements posturaux anticipateurs » (APA) (e.g. Belenkii et al., 1967; Lee, 1980; Bouisset et Zattara, 1981; Cordo et Nashner, 1982; Massion, 1992; Le Bozec et Bouisset, 2009) et « ajustements posturaux consécutifs » (CPA) (e.g. Bouisset et Zattara, 1987; Latash et al., 1995b; Le Bozec et al., 2008). Parmi ces ajustements posturaux, les APA ont été particulièrement étudiés en raison de leur statut privilégié. En effet, survenant par définition avant le début du mouvement volontaire, ils

ne peuvent être déclenchés par l'exécution même du mouvement focal et ne résultent donc pas d'une activité réflexe provenant d'un retour afférent. Ils peuvent donc être considérés comme centralement programmés.

Les structures centrales à l'origine des APA sont encore mal connues (Massion, 1992). Il semblerait que les réseaux neuronaux responsables des APA soient situés à un niveau relativement bas (tronc cérébral, moelle épinière), mais cela n'a pas encore été clairement démontré. Des travaux récents réalisés chez le chat (e.g. Luccarini et al. 1990; Schepens et Drew, 2004, 2006) ont montré que les neurones réticulo-spinaux exercent une influence prédominante et immédiate dans la régulation du tonus antigravitaire et interviendraient dans les processus des APA.

I.2. Coordination entre posture et mouvement volontaire : la capacité posturo-cinétique

I.2.1. Les Ajustements Posturaux : Des ajustements posturaux diversifiés

L'existence d'ajustements posturaux associés au mouvement volontaire est connue depuis Babinski (1899). Il avait observé que l'inclinaison du tronc vers l'arrière ou l'avant s'accompagnait d'un déplacement des hanches et des genoux en direction opposée. Belenki 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 1986 ; 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. Gahery (1987) a proposé de distinguer plusieurs types d'ajustements :

- 1. Les Ajustement posturaux Préparatoires** correspondant à un positionnement du corps adapté à la tâche à réaliser. Ces ajustements apparaissent au cours d'une phase précoce, ne se distinguant pas dans son effet d'une modification de la posture initiale.
- 2. 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 (APAs) 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 APAs précèdent le mouvement d'une centaine de millisecondes et ont l'avantage d'être exécutés plus rapidement que les ajustements préparatoires. Par exemple, Belenkii et al. (1967) ont montré qu'il existait des ajustements posturaux avant que ne débute l'élévation du bras.
- 3. Les Ajustements posturaux réactionnels** apparaissant lors du maintien d'un équilibre considéré comme instable (Kirby et al. 1987 ; Day et al. 1993) ou après qu'une perturbation extérieure ait eu lieu, comme par exemple lors de la perturbation de l'équilibre par une instabilité provoquée du sol. Ils sont induits à partir de boucles de rétroaction. Ces ajustements peuvent être d'origines diverses (vestibulaire, musculaire, réflexe à courte ou longue latence, Nashner, 1976; Marsden et al. 1981).

Les ajustements qui précèdent l'effet mécanique dû à la perturbation, comme par exemple dans les tâches de délestage d'un membre supérieur par l'autre membre (Hugon et al. 1982), ou encore ceux qui apparaissent après la perturbation mais avant l'initiation d'un mouvement intentionnel de récupération de l'équilibre, lorsque le déséquilibre est auto-provoqué (Do and Brenière, 1989), sont à ranger dans la catégorie des APA.

I.2 .2. Les Ajustements Posturaux Anticipateurs

Parmi les ajustements posturaux, les ajustements posturaux anticipateurs (APAs) 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 sont programmés par le système nerveux central. Ils n'affectent pas le segment focal, leur programmation est dirigée uniquement vers la chaîne posturale.

Les ajustements posturaux 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 APAs dépendent des paramètres de la tâche à réaliser et des conditions posturales.

I.2.3. Base posturale

- **Base posturale fixe**

Les études pionnières réalisées par Belenkii et al. (1967), ont montré que chez l'homme en posture érigée, des phénomènes dynamiques étaient enregistrés préalablement au mouvement volontaire d'élévation du membre supérieur. Par la suite, les études de ces phénomènes dynamiques ont été développées par Bouisset et Zattara (1981, 1987, 1990), qui ont analysé les accélérations au niveau segmentaire, et les activités électromyographiques associées à un mouvement unilatéral ou bilatéral d'élévation du membre supérieur. Ces auteurs ont conclu que les APA « *créent dans le reste du corps un mouvement dont les forces d'inertie contrebalancent les forces d'inertie dues aux mouvements des segments qui tend à déséquilibrer le reste du corps* »

Cette fonction d'opposition à la perturbation de l'équilibre postural a été confortée par d'autres travaux. L'étude d'un mouvement de lever de jambe latéral, montre que le poids du corps est déplacé vers le futur membre d'appui, i.e. à une position permettant le déclenchement du mouvement du membre opposé sans créer de perturbation de l'équilibre postural (Mouchnino et al. 1990). L'élévation sur la pointe des pieds est précédée d'un déplacement vers l'avant du CG, permettant de contrebalancer les forces de réaction dirigées vers l'arrière qu'aurait générées l'élévation sur la pointe des pieds (Lipshits et al. 1981 ; Clément et al. 1984 ; Nardonne et Schieppati, 1988 ; Diener et al. 1990). Le mouvement du tronc (Crenna et al.

1987 ; Oddsson, 1990 ; Pedotti et al. 1989). De cette coordination multi articulaire complexe résulte une réduction du déplacement de la projection au sol du CG permettant de maintenir efficacement la position du CG à la même place pendant le mouvement du tronc (Crenna et al. 1987).

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 APAs fait l'objet de controverses.

- **Base posturale changeante**

Le rôle des APA associés à un mouvement volontaire impliquant un déplacement de la base posturale, a essentiellement été étudié dans le paradigme expérimental de l'initiation de la marche (Carlsöö, 1966 ; Herman et al. 1973 ; Mann et al. 1979, Crenna et Frigo, 1991 ; Brenière et al. 1987).

Le mouvement volontaire peut également entraîner un déplacement de la base posturale, comme pour le processus d'initiation de la marche, défini comme la période transitoire comprise entre la posture initiale debout et le posé du pied pendulaire au sol (Brenière et al. 1981). Ce processus se compose de deux phases: une phase anticipatrice, comprise entre le début des phénomènes dynamiques et le décollement du talon (considéré comme le début du mouvement volontaire), et une phase d'exécution du pas, comprise entre le décollement du talon et le posé du pied. Dans ce type de tâche, le rôle classiquement dévolu aux APA est de générer des forces propulsives nécessaires à la progression du centre de gravité vers l'avant et au transfert du poids du corps vers la jambe d'appui. Cette fonctionnalité est confirmée par l'analyse des APA associés à un mouvement de saut en hauteur (Le Pellec et Maton, 1999, 2002), de montée d'une marche (Gélat et Brenière, 2000) ou du simple pas (Dietrich et al. 1994).

Brenière et al. (1987) ont montré que la propulsion du centre de gravité vers l'avant était conditionnée par la position relative du centre des pressions et du centre de gravité. L'équation établie par ces auteurs à partir des lois de la mécanique synthétise les nécessités posturo-dynamiques à satisfaire pour que ces forces propulsives soient générées. Cette équation a pour forme:

$$KX''_G = W (X_G - X_P)$$

Avec K: constante intégrant les paramètres biomécaniques du sujet (moment d'inertie et masse); X''_G accélération du centre de gravité; W poids du sujet; X_G : projection de la position du centre de gravité et X_P : position du centre des pressions.

Cette relation montre que X''_G (accélération du centre de gravité) et $(X_G - X_P)$ ont le même signe. Du fait de son inertie, l'accélération du centre de gravité ne peut produire immédiatement un déplacement significatif du centre de gravité (Lepers et Brenière, 1995). Le centre des pressions, qui est un point sans masse, satisfait à l'équation ci-dessus en se déplaçant quasi-instantanément vers l'arrière, c'est-à-dire vers les talons (Carlsöö, 1966; Herman et al. 1973; Yamashita et Katoh, 1976; Mann et al. 1979; Brenière et al. 1981; Jian et al. 1993). De la même manière, suivant l'axe latéral, l'accélération du centre de gravité vers la jambe d'appui est produite par le déplacement du centre des pressions vers le pied oscillant (Brenière et al. 1981). Ces phénomènes dynamiques anticipateurs, qui ont lieu environ 300 à 500 ms avant le début du mouvement (comme pour le saut), sont générés grâce à l'inhibition des *soleus* (extenseurs de la cheville) suivie par l'activation des tibiaux antérieurs (fléchisseurs de la cheville). Après le décollement du talon (initié par une brusque activation du *soleus* de la jambe de départ), l'activité des muscles tibiaux antérieurs cesse, et le pas peut être comparé à une chute balistique autour de la cheville de la jambe d'appui (Lepers et Brenière, 1995).

Il est intéressant de noter que lorsque le pas est initié à partir d'une posture debout sur la pointe des pieds, c'est-à-dire lorsque les possibilités de déplacement du centre des pressions vers l'arrière sont réduites, l'accélération du centre de gravité ne peut être initiée que par un déplacement du centre de gravité vers l'avant. Dans ces conditions expérimentales où la base posturale est expérimentalement réduite, la durée de la phase anticipatrice est considérablement allongée de façon à ce que la vitesse du centre de gravité atteinte à la fin de l'initiation du pas (c'est-à-dire la performance motrice) reste invariante (Couillandre et al. 2000). Dans ce type de tâche, le système nerveux s'adapterait donc aux conditions d'équilibre initiales précaires en développant des APA plus longs.

Comme pour l'élévation du membre supérieur en posture debout, le rôle fonctionnel des APA qui précèdent l'exécution du pas est double. L'analyse des accélérations locales segmentaires (épaules, hanches, tronc) a révélé que leur rôle n'est pas uniquement de créer les forces propulsives nécessaires à la progression du corps vers l'avant, mais également de stabiliser le tronc et les épaules à l'instant du décollement du talon (Dietrich et al. 1994). En effet, l'oscillation du membre pendulaire à cet instant génère, en vertu du principe de l'action et de la

réaction, des forces réactives au niveau de l'articulation coxo-fémorale. Ces forces endogènes sont dirigées vers l'arrière (comme pour le lever du bras) et sont perturbatrices de l'équilibre postural. Dietrich et al. (1994) ont montré que les accélérations anticipatrices locales développées au niveau du tronc et des épaules, sont dirigées vers l'avant, soit en sens opposé à ces forces réactives endogènes. Comme pour le mouvement d'élévation du membre supérieur, ces auteurs ont proposé que ces phénomènes dynamiques aient pour rôle de s'opposer à l'avance à la perturbation générée par le mouvement volontaire.

I.2.4. Fonction des APAs

L'identification précise du rôle fonctionnel des APAs 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.

1. Minimiser la perturbation de la posture et de l'équilibre à venir lors de l'exécution du mouvement.

De nombreux arguments sont avancés en faveur de l'hypothèse selon laquelle certains APA ont pour objet de minimiser le déplacement du CG. Les travaux de Babinski mettent en évidence qu'un mouvement du tronc est accompagné d'un déplacement de la hanche et du genou dans la direction opposée à celle du tronc, observation confirmée plus tard sur la base de données cinématiques, cinétiques et EMG (Oddsson et Thortensson, 1986; Crenna et al. 1987, 1988, Oddsson, 1990 ; Pedotti et al. 1989). En effet, l'activation des muscles responsables du mouvement du tronc s'accompagne d'une activation simultanée, voire même précoce des muscles des membres inférieurs. De cette coordination multi segmentaire complexe, résulte un déplacement de la projection au sol du CG extrêmement faible ne dépassant pas 2 cm.

Belenkii et al. (1967), Lee (1980) et Bouisset et Zattara (1981, 1987) observent que des APA sont mis en place par le système nerveux lors de l'élévation du membre supérieur chez le sujet debout afin de contrebalancer l'accélération du CG du corps induite par le mouvement. Ces APA intéressent les muscles des membres inférieurs, du bassin et du tronc et précèdent la mise en jeu du muscle responsable de l'élévation du membre supérieur. Friedli et al. (1988)

concluent eux aussi que la position du CG par rapport au sol est régulée au moyen d'APA lors de mouvements bilatéraux de flexion des membres supérieurs dans le but de maintenir l'équilibre.

De plus, la position des segments corporels (Lacquaniti et al. 1990), comme celle de la tête et du tronc (Massion et al. 1999) et bien d'autres encore (Droulez et Berthoz, 1986) sont désormais des variables potentielles quant à la minimisation de la perturbation de la posture et de l'équilibre liée à l'exécution du mouvement. La variable régulée dépend très certainement de l'importance du polygone de sustentation, des contraintes auxquelles le sujet doit faire face ainsi que de la tâche qu'il a à réaliser.

2. Préparer la configuration posturale en fonction du mouvement à venir dans le but de préserver l'équilibre pendant le mouvement

Des APA interviennent nécessairement lors des mouvements du membre inférieur du fait que ce membre sert également de support postural. En effet, un mouvement du membre inférieur impose de déplacer au préalable le CG vers la zone qui restera en contact avec le sol assurant ainsi le maintien de l'équilibre pendant le mouvement. Ce contrôle est séquentiel puisque tout d'abord il y a déplacement de la projection du CG vers la surface d'appui du membre portant puis ensuite la survenue du mouvement volontaire. Celui-ci est retardé tant que le déplacement du CG n'est pas achevé.

Lors de la flexion du membre inférieur, une accélération du CG vers le membre portant et un déplacement du CP vers le membre inférieur qui va se fléchir sont observés (Rogers et Pai, 1990). Des observations identiques sont reportées lors d'un mouvement d'abduction du membre inférieur (Mouchnino, 1990). De même, lors de l'élévation sur les orteils (Lipshits et al. 1981 ; Clément et al. 1984 ; Nardone et Schieppati, 1988 ; Diener et al. 1990), un déplacement vers l'avant du CG, initié par une inhibition du Triceps Surae parfois accompagnée d'une activation du Tibialis Antérieur précède la flexion plantaire. Les phénomènes inverses sont observés lors d'un balancement sur les talons. Nardone et Schieppati (1988) suggèrent que lors de l'élévation sur les orteils, le déplacement vers l'avant du CG permet de s'opposer à la force de réaction du sol dirigée vers l'arrière lors de l'extension de la cheville et est nécessaire au maintien de la posture sur les orteils. Par ailleurs Brenière et al. (1981) ont montré lors de mouvement des membres inférieurs nécessitant la progression du corps que le rôle dévolu aux APAs serait de créer les forces de propulsion 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.

3. Assister la performance motrice en termes de force ou de vitesse tout en maintenant l'équilibre.

Une interprétation différente de la fonction des APA suggère que ceux-ci contribuent à optimiser la performance motrice et rejoint le concept de capacité posturo-cinétique développé par Bouisset et Zattara (1983). Celle-ci définit la capacité du système postural à assister le mouvement en termes de vitesse ou de force en accord avec les contraintes que sont notamment les conditions posturales, l'état fonctionnel des systèmes sensori-moteur et musculo-squelettique. Cet aspect se retrouve au cours des APA associés à l'initiation de la marche que nous développerons de manière détaillée à la fin de ce chapitre mais aussi des travaux concernant les membres supérieurs (Lee et al., 1990) ou bien encore l'ensemble du corps lors d'une tâche qui consiste à atteindre un objet placé au sol (Stapley et al., 1999) et lors du saut (Le Pellec et Maton, 2001).

I.2.5. Organisation des APAs

Etant donné que les APA précèdent le mouvement volontaire, ils ne peuvent être déclenchés par l'exécution du mouvement et ne résultent donc pas d'une activité réflexe résultant d'un retour afférent. Ils sont donc organisés selon un système en «boucle ouverte».

Le schéma fonctionnel des systèmes de commande en chaîne ouverte est illustré à la Figure (1-2). Il s'agit d'une chaîne directe, comportant un système de commande proprement dit, ou effecteur, et un système commandé. Le signal de commande est adressé directement au système commandé: la valeur de la sortie se trouve prescrite par celle de l'entrée. Dans les systèmes en chaîne ouverte, il n'y a donc pas de contrôle permettant de vérifier si la valeur de sortie correspond effectivement à la valeur du signal de commande ou d'entrée. En d'autres termes, il n'y a pas de «rectification» possible une fois le mouvement lancé.

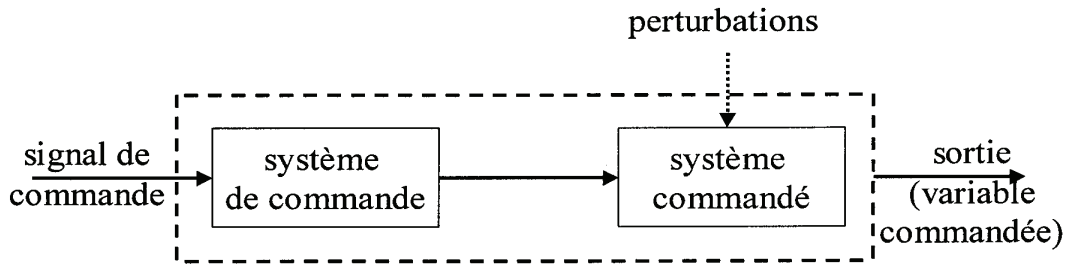


Figure (1-2). Modélisation cybernétique de la commande du mouvement : système de commande en boucle ouverte ou feed-forward. Le signal de commande, appliqué à un effecteur, provoque une modification de l'état du système commandé, qu'exprime la sortie. L'effet d'une perturbation éventuelle n'est pas pris en compte (Gille et al. 1975).

Toutefois l'étude récente de Ruget et al. (2008) a montré que le système nerveux central module la commande en boucle ouverte des APA pendant une modification des informations proprioceptives (par stimulation vibratoire de la cheville) survenant avant l'initiation du pas. Ces auteurs suggèrent donc que la planification de la commande motrice des APA peut être mise à jour directement avant le déclenchement de ces derniers.

Les études portant sur l'organisation des APA ont permis d'apporter des précisions sur le mode de contrôle en «boucle ouverte» et de distinguer deux modes de contrôle des APA (Massion, 1992): le mode « hiérarchique » et le mode « parallèle » .Figure (1-3)

Dans le mode « hiérarchique », les voies contrôlant le mouvement émettent des collatérales qui agissent sur les réseaux posturaux responsables des APA. Ce mode de contrôle serait impliqué dans la coordination entre la posture et le mouvement lors de la production d'une tâche de délestage bi-manuelle (e.g. Paulignan et al. 1989). Dans ce mode de coordination, le début du mouvement volontaire et le début des APA seraient synchrones. Ce modèle est principalement appuyé par la corrélation qui existe entre l'action motrice et les APA (Aruin et Latash, 1995), et par la présence des APA après une stimulation électrique au niveau du cortex moteur chez le chat (Gahéry et Massion, 1981).

Dans le mode « parallèle », la posture et le mouvement sont contrôlés par des voies parallèles indépendantes. Une même structure centrale commande ces voies parallèles, entre lesquelles existeraient des mécanismes de communication (Bouisset, 1991). Ce mode permettrait d'expliquer la précession des modifications posturales par rapport au début du mouvement

volontaire. Plusieurs résultats suggèrent que le contrôle postural et celui du mouvement volontaire sont indépendants. Lors de réponses erronées à un signal d'exécution, des APA apparaissent sans que le mouvement lui-même soit exécuté (Belenkii et al. 1967; Shiratori et Latash, 2001). De même, la durée des APA augmente lorsque le mouvement est exécuté avec une charge additionnelle (Bouisset et Zattara, 1981). Dans ce cas, Cordo et Nashner (1982) ont suggéré l'existence de mécanismes inhibiteurs qui retarderaient le début du mouvement volontaire jusqu'à ce que l'amplitude des APA atteigne un niveau compatible avec la perturbation de l'équilibre postural créé par le mouvement volontaire.

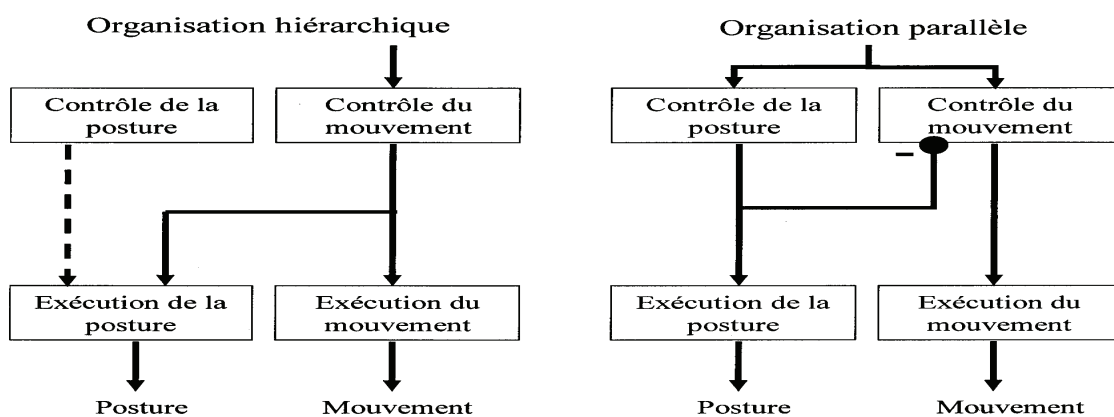


Figure (1-3). Les deux modes de coordination entre posture et mouvement (Massion, 1992).

Au cours des APA, le système nerveux central doit sélectionner la commande motrice appropriée. Au vu de la redondance motrice, plusieurs hypothèses ont été proposées pour expliquer comment le système nerveux central contrôle les nombreux muscles impliqués afin de gérer les perturbations de l'équilibre postural.

Trois hypothèses ont été avancées:

- Selon une première hypothèse, il existerait un répertoire de synergies fixes caractérisé par un pattern musculaire stable (Nashner, 1977; Cordo et Nashner, 1982). Ce répertoire serait génétiquement déterminé, et dépendrait de réseaux nerveux qui seraient sélectionnés en fonction de la nature et de l'intensité de la perturbation (Massion, 1997). Il pourrait également être déterminé par des contraintes biomécaniques telles que la configuration géométrique du corps ou encore les conditions de support postural (Nashner et McCollum, 1985). Cette organisation réduirait les degrés de liberté et simplifierait ainsi la commande motrice. Cette

hypothèse est en accord avec le concept de Bernstein (1967) et Gelfand et al. (1971), selon lequel une synergie motrice serait constituée de commandes motrices distinctes, s'adressant chacune à un nombre de variables de groupes hiérarchiquement organisés de sous systèmes spécialisés.

➤ Selon une deuxième hypothèse, il existerait un répertoire de synergies flexibles, déterminé par les contraintes biomécaniques (Macpherson, 1988,1991), et assuré par des réseaux construits ou modifiés par l'apprentissage. Ces réseaux seraient susceptibles d'adaptations rapides lors de modifications des conditions environnementales (Massion, 1997).

➤ Selon une troisième hypothèse, les synergies résulteraient d'un calcul instantané, où les conditions d'appui et l'intensité de la perturbation seraient prises en compte au moment de la perturbation pour définir le choix de la combinaison musculaire appropriée (Massion, 1997).

I.2.6. Adaptations des APA

Les APA sont des phénomènes dynamiques dont les caractéristiques varient avec les paramètres du mouvement volontaire, la stabilité posturale, la mobilité de la chaîne posturale et l'état fonctionnel du système sensori-moteur.

I.2.6.1. APA et paramètres du mouvement volontaire

Il a été établi que les APA sont d'autant plus importants que la vitesse d'exécution du mouvement volontaire est élevée (Zattara et Bouisset, 1983; Horak et al. 1984). Ils n'apparaissent qu'à partir d'un certain seuil de vitesse et leur importance croît ensuite de façon proportionnelle au carré de la vitesse. Il a également été montré qu'ils varient avec l'inertie du segment mobilisé. En effet, les APA sont plus précoces pour un mouvement unilatéral exécuté avec une charge additionnelle de 1 kg que sans charge additionnelle (Zattara et Bouisset, 1983; Bouisset et Zattara, 1987). Dans un paradigme de coup de pied, Béraud et Gahéry (1995), ont mis en évidence que les APA augmentent en temps et en amplitude avec la force d'exécution du mouvement. Les APA sont donc programmées en fonction des paramètres du mouvement volontaire.

I.2.6.2. APA et stabilité posturale

Cordo et Nashner (1982) ont montré que la durée et l'amplitude des phénomènes électromyographiques anticipateurs sont d'autant plus faibles que la stabilité de l'équilibre postural initial est rendue plus importante, notamment grâce à l'utilisation d'un appui thoracique. Pour interpréter ces résultats, les auteurs suggèrent que lorsque l'équilibre postural initial est très stable, le développement d'APA significatifs n'est pas impératif pour que l'équilibre postural soit maintenu. Aussi, comme les APA ont un coût énergétique, le système nerveux central choisirait d'en faire l'« économie ».

La réduction des paramètres spatio-temporels des APA a également été mise en évidence en condition de stabilité posturale précaire. Par exemple, Pedotti et al. (1989), dans un protocole d'extension du tronc à partir de la posture érigée, ont montré que l'activité électrique des muscles posturaux est réduite lorsque le mouvement volontaire est réalisé sur une base posturale étroite. Ces résultats sont confirmés par Aruin et al. (1998) et Yiou et al. (2007) lors de mouvements impliquant les membres supérieurs réalisés en situation de stabilité précaire. Il est à noter que dans ces études, la réduction de taille de la base posturale a lieu selon l'axe de la perturbation posturale induite par le mouvement volontaire. Les possibilités de déplacement du centre des pressions, et donc de contre-perturbation posturale, sont ainsi réduites.

De la même manière, Nouillot et al. (1992, 2000) ont montré que les APA associés à l'exécution d'une flexion rapide de la cuisse, présents lorsque les sujets se tiennent initialement en appui bipodal, sont absents lorsque le mouvement est exécuté en appui unipodal. Selon ces auteurs, il en résulterait une diminution de la performance focale (en termes de vitesse maximale de flexion de la hanche). Pour interpréter ces résultats, il a été proposé que les APA induisent des phénomènes dynamiques pouvant potentiellement perturber l'équilibre postural. Ainsi, en condition de stabilité posturale initiale précaire, la réduction (voire la suppression) des APA constituerait une stratégie protectrice destinée à minimiser leur effet déstabilisateur (Nouillot et al. 1992; Aruin et al. 1998; Nouillot et al. 2000).

Les travaux de Lipshits et al. (1981), portant sur le mouvement d'élévation du corps sur l'avant-pied, ont montré que les paramètres spatio-temporels des APA dépendent de la posture initiale mais également de la posture finale, ou plus précisément de l'amplitude du déplacement du centre de gravité au cours du mouvement. Lorsque les postures initiale et finale sont différentes et que le tronc est initialement incliné vers l'avant, les APA sont plus faibles et

peuvent disparaître lorsque l'inclinaison augmente. Si les postures initiale et finale sont identiques, c'est-à-dire que le sujet effectue un «aller-retour», les phénomènes anticipateurs ne sont plus observés. L'importance de la stabilité de la posture finale a été établie par Do et al. (1991) dans le cas de mouvements de flexion-extension du membre inférieur se terminant avec un double appui des pieds au sol ou avec un simple appui du pied au sol. Ces auteurs ont montré une augmentation de la durée des APA en posture finale unipodale, i.e. pour un équilibre moins stable enfin de mouvement, alors que le déplacement du centre de gravité est similaire.

La perturbation d'équilibre peut être liée à la vitesse d'exécution du mouvement focal, en raison des forces nécessaires à la mobilisation des segments mobiles. Ces forces pourraient être d'autant plus importantes que la vitesse recherchée serait grande. La vitesse diminue lorsque l'équilibre est rendu plus instable par la modification de la configuration des appuis au sol (Zattara and Bouisset, 1993). La vitesse moindre observée pour certains handicaps moteurs, comme l'hémiplégie (Horak et al. 1984), la paraplégie (Do et al. 1985) et la maladie de Parkinson (Balzagette et al. 1986), alors que le mouvement est exécuté à vitesse maximale, semblerait donc indiquer que la capacité posturo-cinétique dépendrait aussi de l'état du système sensori-moteur.

I.2.6.3. APA et mobilité de la chaîne posturale

Pour les raisons évoquées plus haut, le mouvement volontaire constitue une perturbation de l'équilibre postural. La réussite du mouvement nécessite de générer une contre-perturbation dynamique adaptée. Par conséquent, si la mobilité de la chaîne posturale est restreinte, la contre-perturbation sera également limitée, ce qui réduira la performance du mouvement. Le paradigme de pointage réalisé à partir d'une posture assise permet de tester l'effet de la variation de la mobilité de la ceinture pelvienne sur les paramètres des APA (Lino et Bouisset, 1994). Cette posture permet de faire varier expérimentalement le pourcentage de contact ischio-fémoral avec le siège (100% ou 30%). En se basant sur des données anatomiques, les auteurs ont suggéré que la mobilité de la ceinture pelvienne serait d'autant plus importante que le contact ischio-fémoral serait plus faible. Ces auteurs ont montré que l'augmentation de la mobilité de la chaîne posturale consécutive à la réduction de la surface de contact ischio-fémorale entraîne une augmentation d'amplitude des APA et, par conséquent, de la vitesse maximale du mouvement. D'autres auteurs (Le Bozec et al. 1997; Le Bozec et Bouisset, 2004) ont confirmé ces résultats sur un protocole d'efforts isométriques bimanuels et maximaux

d'une poussée horizontale sur une barre dynamométrique réalisé à partir d'une posture assise. Plus précisément, ces auteurs ont montré que l'amplitude des ajustements posturaux dynamiques, ainsi que la force maximale de poussée, sont plus importantes lorsque l'aire de contact est réduite et donc la mobilité posturale augmentée.

I.2.6.4. APA et atteintes des centres nerveux supérieurs

Les APA sont sensibles aux atteintes des centres nerveux supérieurs. Ils sont absents chez des sujets présentant certaines atteintes cérébrales. Chez les patients présentant une tumeur de la région fronto-pariétale gauche, les mouvements d'élévation du membre supérieur controlatéral ne sont pas précédés d'ajustements posturaux (Paltsev et Elner, 1976). C'est le cas également chez les patients parkinsoniens qui ne sont pas stabilisés par un traitement (Bazalgette et al. 1986). En revanche, chez les patients hémiplésiques, pour lesquels ce même mouvement est beaucoup plus lent que chez les sujets sains, la séquence motrice d'activation n'est pas modifiée mais la mise en jeu des muscles posturaux est plus tardive du côté atteint, et certains d'entre eux ne sont plus anticipateurs (Horak et al. 1984). De façon intéressante, ce même type de comportement (caractérisé par une atténuation des APA) a été mis en évidence chez le sujet jeune et bien portant mis en situation d'instabilité posturale (cf. paragraphe « Adaptation des APA et stabilité posturale »). Aussi, il a été proposé que l'atténuation des APA chez les sujets neurologiques reflète l'existence d'une stratégie protectrice destinée à éviter l'effet potentiellement déstabilisant induit par les APA eux-mêmes (e.g. Aruin et al. 1998). Comme il a été proposé par Bazalgette et al. (1986) et Bouisset (1991), cette stratégie d'atténuation des APA pourrait être à son tour responsable de la réduction de la performance focale généralement observée chez ces patients.

I.2.7. Les ajustements posturaux consécutifs (CPA)

Le terme général d'« ajustements posturaux consécutifs » désigne les phénomènes moteurs affectant le support postural après la fin du mouvement volontaire. Les études portant sur ce type d'ajustements posturaux sont largement moins nombreuses que celles qui ont été, et qui sont encore, consacrées aux APA.

Les effets d'une perturbation d'équilibre passive sur les ajustements posturaux consécutifs ont été étudiés chez l'homme et l'animal par plusieurs auteurs (Nashner, 1977 ; Bussel et al., 1980 ; Do et al. 1983). Dans le cas du mouvement volontaire, plusieurs auteurs ont mentionné l'existence de tels ajustements (Friedli et al., 1984; Bouisset et Zattara, 1987; Crenna et al., 1987; Oddson, 1990; Massion, 1992; Latash et al., 1995a,b; Le Bozec et al., 2008 ; Santos et al., 2010a,b). Même si les CPA ne se distinguent pas des APA dans leurs caractères généraux, ils semblent, malgré tout, présenter des propriétés biomécaniques spécifiques. En comparaison aux APA, Bouisset et Zattara (1987) ont montré, pour une tâche d'élévation du membre supérieur, que la durée des CPA, augmente si le mouvement est bilatéral, et ne varie pas avec l'addition d'une charge (contrairement aux APA). Les CPAs sont observés uniquement sur Rx (l'axe de progression) contrairement aux APAs qui sont observés sur les trois composantes. Par ailleurs, la durée des CPA augmente significativement pendant la flexion unilatérale par rapport à la flexion bilatérale contrairement aux APAs, dont la durée diminue. Ainsi les CPA sont également tributaires de la dynamique d'asymétrie du mouvement volontaire, mais d'une façon différente de celle des APAs. Il semble donc que les CPA soient, pour le moins dans cette expérience, surtout sensibles à la résultante des forces exerçant une action linéaire au niveau du centre de gravité.

Friedli et al. (1984) ont souligné la possibilité d'une correction posturale lors de l'exécution de mouvement de flexion et d'extension du coude en position debout, réalisés sous différentes conditions de support et de charge. Ces corrections posturales permettraient de corriger les effets d'une perturbation à partir des afférences sensorielles palliant ainsi d'éventuelles erreurs de la prédiction du système nerveux central.

Une étude récente de Le Bozec et al. (2008) a montré que la durée et l'amplitude maximale des APA et des CPA sont graduées en fonction de la force de poussée isométrique maximale, mais de façon différente. « En effet, lorsque le pic de force de la poussée isométrique est élevé (en condition 30% de contact ischio-fémoral avec l'assise), la durée et l'amplitude maximale des APC sont significativement plus élevées que celles des APA ».

Au final, l'ensemble de ces travaux a permis d'établir que les APA comme les CPA sont des phénomènes dynamiques dont les caractéristiques, notamment temporelles, varient en fonction de la nature de la tâche à réaliser et de ses paramètres biomécaniques. On peut supposer ainsi, que les ajustements posturaux sont dépendants de l'importance relative des facteurs linéaire et

de rotation. Ainsi, ces deux facteurs n'influenceraient pas les APA et les CPA de la même manière. Les CPA sembleraient être surtout sensibles à des facteurs linéaires contrairement aux APA. Il pourrait en résulter que la programmation posturo-cinétique pourrait prendre en compte cette sensibilité différentielle pour les deux facteurs perturbateurs.

I.2.8. Le concept de « capacité posturo-cinétique »

La mise en jeu par le système nerveux de phénomènes dynamiques tels que les APA rendrait compte de la capacité du système nerveux central à réagir efficacement aux perturbations de l'équilibre postural créées par l'exécution du mouvement. Cette capacité a été nommée «Capacité Posturo-Cinétique» (CPC, Bouisset et Zattara, 1983). Plus généralement, la CPC peut être considérée comme la capacité à s'opposer à toute contrainte perturbatrice de l'équilibre postural. Selon ce concept, la performance du mouvement (en termes de vitesse maximale d'exécution ou de force maximale) dépendrait de la CPC. Les APA constitueraient un indice de la CPC. La modification des paramètres des APA associée à une altération de la performance du mouvement rendrait compte d'une dégradation de la CPC (Bouisset, 2002).

En résumé, la capacité à développer des régulations posturales en réponse à une perturbation induite par l'exécution du mouvement, ou CPC, est altérée par une restriction de la mobilité de la chaîne posturale, de la taille de la base posturale et/ou par certaines atteintes des centres nerveux supérieurs. Une limitation de la CPC se répercute sur les APA et, par voie de conséquence, sur la performance du mouvement volontaire. 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 à la Figure (1-4). Le système nerveux central 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 ces niveaux, si la CPC est insuffisante, la sortie du sous-système correspondant est elle-même inadaptée, ce qui se traduit au niveau des grandeurs accessibles à la mesure : électromyographie (EMG), biomécaniques (cinématique, dynamique) et comportementales (performance).

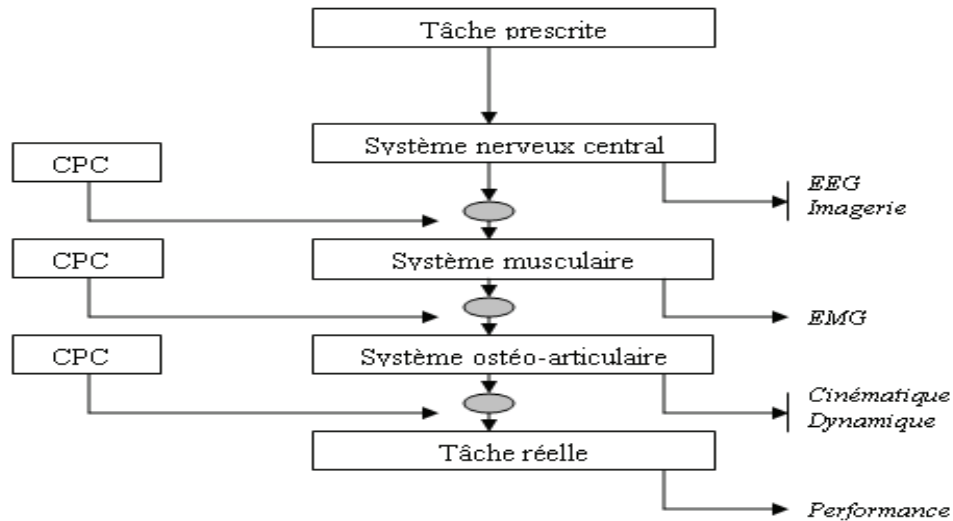


Figure (1-4). Capacité Posturo-Cinétique et réalisation de la tâche prescrite (D'après Bouisset, 2002).

I.3. Organisation et contrôle de la locomotion

La marche normale nécessite, au cours du cycle du mouvement du membre inférieur depuis le posé de talon jusqu'au posé de talon suivant (Gage, 1991) de cinq priorités (Perry, 1992 ; Gage et al. 1995) :

- La stabilité du membre inférieur d'appui tout au long de la phase d'appui.
- Le dégagement au-dessus du sol du membre inférieur oscillant pendant la phase de simple appui.
- Le positionnement adéquat du membre inférieur à l'instant du déposé du talon au cours du cycle de marche.
- Une longueur du pas appropriée.
- Une conservation de l'énergie.

L'organisation de la locomotion ainsi que les mécanismes centraux et périphériques impliqués dans son contrôle ont fait l'objet de nombreuses études. Les travaux effectués par Bickel (1897) et Hering (1897) sur des chats ont montré que le pattern locomoteur pouvait être conservé après déafférentation complète, et l'hypothèse selon laquelle le mouvement alterné rythmique qu'est la locomotion pouvait s'expliquer par une chaîne réflexe (Hoffmann, 1992 ; Foerster, 1927) était erroné. Lundberg (1975) a suggéré qu'un générateur spinal est responsable de la locomotion et cette suggestion a été reprise par Grillner (1981) qui a proposé que le centre

spinal locomoteur était activé et contrôlé par le cortex et influencé aussi par des mécanismes périphériques en feedback.

En effet, lors de la marche, les muscles des membres inférieurs sont activés par un pattern programmé et généré au sein de circuits interneuronaux spinaux. Ce pattern est modulé par des entrées afférentes multisensorielles (visuelles, vestibulaire, proprioceptives) qui permettent de modifier le pattern en fonction des nécessités extéroceptives de l'instant (Duysens et Pearson, 1976; Forssberg et al. 1977 ; Grilner, 1981). Le pattern programmé, comme les mécanismes réflexes, sont sous contrôle supraspinal (Jankowska et Lundberg, 1981), et pour réaliser un mouvement fonctionnel de marche, il est raisonnable de penser que l'information afférente influence le générateur central et que, inversement, le générateur central sélectionne l'information afférente appropriée (Dietz, 1997).

I.3.1. L'initiation de la marche

L'initiation de la marche correspond à la période transitoire comprise entre deux états stationnaires, la posture debout et le mouvement de la marche établie. A l'opposé de la marche dite stationnaire qui peut être considérée comme automatique, il s'agit d'un acte intentionnel qui nécessite le passage du corps d'un état quasi-statique à un état dynamique.

Comme lors de tout mouvement volontaire , la programmation centrale de l'initiation de la marche doit prendre en compte aussi bien les contraintes externes imposées par l'environnement, comme les forces de gravité et les forces de réaction du support postural, que les contraintes internes imposées par le corps lui-même, comme la configuration géométrique des segments corporels, leurs caractéristiques d'inertie ainsi que les forces résultant de la contraction musculaire, impliquant ainsi des interactions complexes entre des facteurs biomécaniques et neurophysiologiques.

En effet, lors de l'initiation de la marche, grâce à une organisation sensori-motrice complexe, le système nerveux central (SNC) identifie les caractéristiques de la posture initiale debout, à partir de laquelle, au moyen d'Ajustements Posturaux Anticipateurs, il crée avec l'apport des forces gravitaires, la dynamique nécessaire au déséquilibre du corps avec pour objectif final d'instaurer le processus cyclique de la locomotion.

L'initiation de la marche est divisée en phases qui sont différemment définies selon que les auteurs se basent sur une approche anatomique, cinématique ou encore dynamique. Par exemple, Carlsöö (1966) la divise en quatre phases considérant séparément le membre inférieur oscillant et celui d'appui. Herman et al. (1973) lui attribuent 5 phases prenant en compte la cinématique des membres inférieurs. Pour Brenière et al. (1981, 1987), la période d'initiation de la marche est comprise entre l'instant de l'apparition des premiers phénomènes mécaniques et l'instant où la vitesse de la progression du CG est maximal à la fin du premier pas, comportant aussi deux phases distinctes: une phase d'anticipation et une phase d'exécution, la séparation entre les deux phases se situant à l'instant du décollement du talon du pied qui exécute le pas.

Carlsöö est le premier auteur à s'être intéressé en 1966 à l'initiation de la marche, il essaie de décrire ce processus en analysant « la distribution et la pression des pieds sur le sol ainsi que l'activité de certains muscles des membres inférieurs ». Herman et al. (1973), ensuite examinent les déplacements angulaires, l'activité myoélectrique, les moments à la cheville ainsi que les forces de réaction au sol et essaient de caractériser le rôle des mécanismes centraux et périphériques dans le contrôle de ce processus. Les années suivantes, Yamashita et Katoh (1976) se concentrent sur le pattern de déplacement du CP au cours de la marche stationnaire mais aussi lors de deux situations de marche transitoire, l'initiation et la terminaison de la marche. Les travaux de Brenière et al. (1981, 1987), précédés par ceux de Mann et al. (1979), donnent à ce processus un éclairage plus biomécanique en introduisant une modélisation mathématique et lèvent ainsi de nombreuses ambiguïtés concernant les déplacements respectifs du COG et du CP.

I.3.1.1. Les APA au cours de l'Initiation de la marche

La description biomécanique et EMG du processus d'initiation de la marche réalisée par de nombreux auteurs a permis d'introduire la notion d'APA pour ce processus de coordination posture/mouvement volontaire.

Les APA décrits dans le paragraphe qui suit intitulé « APA au cours de l'initiation de la marche » sont volontairement et par souci de clarté, définis dans le plan sagittal. Les phénomènes biomécaniques et EMG qui surviennent dès l'apparition du signal indiquant au

sujet qu'il lui faut marcher se terminent à l'instant du décollement du pied oscillant. Ils sont analysés en règle générale par rapport au critère vitesse représentant l'objectif de la marche.

La transition entre la posture debout et la marche s'apparente à une chute qui doit être contrôlée en exécutant un pas vers l'avant. L'initiation du pas à partir de la posture érigée est amorcée par une désactivation bilatérale de certains muscles posturaux comme les extenseurs de la cheville (Carlsöö, 1966 ; Herman et al. 1973 ; Mann et al. 1979 ; Brenière et al. 1981) suivie d'une activation bilatérale des fléchisseurs dorsaux de la cheville (Herman et al. 1973 ; Cook et Cozzens, 1976 ; Mann et al. 1979 ; Brenière et al. 1981 ; Crenna et Frigo, 1991 ; Elble et al. 1994).

Ces activités musculaires observées permettent la libération des forces gravitaires initialement contrôlées, en particulier, par l'activité des Triceps Surae (Brenière et Do, 1987 ; Crenna et Frigo, 1991). L'action conjuguée des forces musculaires et gravitaires a pour conséquence d'accélérer le CG vers l'avant et vers le pied d'appui alors que simultanément, et à l'inverse, le CP se dirige vers l'arrière et vers le pied pendulaire (Yamashita et Katoh, 1976 ; Cook et Cozzens, 1976 ; Mann et al. 1979, Brenière et al. 1981, 1987 ; Jian et al. 1993).

Le CP atteint son recul maximum aux alentours de 20% de la phase de l'initiation de la marche puis commence à se diriger vers l'avant et vers le pied d'appui, permettant ainsi le décollement du membre inférieur oscillant qui présente une flexion de la hanche, du genou et de la cheville (Mann et al. 1979). Ce décollement du membre inférieur oscillant initié par une activation du soleus ipsilatéral (Brenière et Do, 1987) induit une perturbation posturale du même ordre que celle observée lors de l'élévation du membre supérieur (Bouisset et Zattara, 1987) et nécessite la mise en jeu d'APA assimilables à ceux développés lors de l'élévation du membre supérieur. Sans ces APA mis en évidence à partir d'accéléromètres tri-axes placés aux articulations des épaules, hanches et chevilles, l'amorce de mouvement de lever de pied qui accompagne l'exécution du pas initierait un mouvement de recul de la hanche ipsilatérale, c'est à dire une rotation vers l'arrière de tout l'hémicorps ipsilatéral (Brenière et Dietrich, 1992 ; Dietrich et al., 1994).

I.3.1.2. Rôle des mécanismes centraux et périphériques lors de l'initiation de la marche.

Caractériser le rôle des mécanismes centraux et périphériques lors du contrôle du processus de l'initiation de la marche semble être tout particulièrement justifié si on considère le programme

moteur comme un processus interactif entre phénomènes centraux et périphériques. Il est en effet possible d'explorer ces différents mécanismes grâce à des manipulations expérimentales du paradigme de l'initiation de la marche.

C'est ainsi qu'Herman et al. (1973) ont cherché à connaître l'influence des afférences provenant du muscle et de l'articulation sur le processus d'initiation de la marche. Ils ont réalisé un bloc du nerf Tibial Antérieur, pour inhiber le mécanisme de la contraction musculaire et réduire la mobilité articulaire au niveau de la cheville. Leurs résultats suggèrent que des facteurs centraux et périphériques sont à mettre en relation avec l'initiation du pas. Madeleine et al (1999) ont observé plus particulièrement une augmentation de l'activité EMG du TA du membre inférieur d'appui pendant la phase posturale initiale (la phase statique) et une diminution d'activité dans le TA du membre inférieur oscillant pendant la phase précédant la phase de simple appui et appelée par ces auteurs phase de push off (La phase dynamique). Ils en concluent que l'élaboration du programme moteur est très certainement modifiée par les entrées périphériques provenant des afférences nociceptives et par des commandes centrales descendantes signalant des changements dans la représentation interne du corps utilisé par le SNC et parlent ainsi de réorganisation dynamique du programme moteur.

Les entrées périphériques nociceptives semblent en effet altérer la représentation interne du corps utilisée pour le programme moteur de l'initiation du pas.

Pour mieux comprendre la contribution des afférences périphériques lors du contrôle du processus de l'initiation de la marche, Fiolkowski et al. (2002) présumant que des modifications du programme moteur relatif à l'initiation de la marche sont nécessaires si l'influence entre le sol et les pieds est source d'instabilité. Ils montrent que le processus d'initiation de la marche n'est pas affecté par l'instabilité posturale renforçant ainsi l'idée que l'initiation de la marche est centralement programmée.

I.3.2. L'arrêt de la marche

L'arrêt de la marche est défini comme la période transitoire du pas répétitif (repetitive gait) à l'arrêt complet. L'arrêt est un grand défi pour le corps car le système nerveux doit effectivement faire passer le corps d'un état dynamique à un état statique.

L'arrêt du pas s'accompagne successivement i) d'une diminution de l'accélération du centre de masse de l'ensemble du corps (COM) grâce à une synergie des fléchisseurs de la jambe vers l'arrière (Hass and Stein 1998 ; Jaegar and Vanitchavan 1992), ii) d'une décélération accrue du COM du corps grâce à une synergie des muscles extenseurs de la jambe vers l'avant (Hass and Stein 1998 ; Jaegar and Vanitchavan 1992), et iii) d'un transfert d'énergie grâce à une élévation des orteils (Hass and Stein 1998) ou un transfert de moment sur un autre plan de mouvement (O'Kane et al. 2003).

Les synergies musculaires employées par le SNC conduisent les mouvements des jambes pour modifier le COP sous les pieds. Le COP contrôle le COM lors de l'arrêt de la marche et peut influencer la position du COM de trois façons : en premier lieu avec un placement des pieds correspondant à une augmentation de la longueur du Pas, qui va permettre de déplacer le COP en avance sur le COM et augmenter ainsi la capacité de freinage, en second lieu par des stratégies de chargement / déchargement qui peuvent également être utilisées pour le contrôle de COP/COM. Enfin, une excursion du COP dans la limite de la base posturale peut influencer la position de COM et concourir à l'arrêt de la marche. Il est à noter qu'une surface glissante élimine la capacité de manipuler le COP et élimine une grande partie du contrôle de COM lors du mouvement.

I.3.2.1. Quantification de l'arrêt du Pas

Du point de vu biomécanique, la distinction entre la marche et la posture debout, n'est pas simple et il est nécessaire d'examiner comment, opérationnellement, un individu est considéré « arrêté ».

L'arrêt est bien défini lorsque les deux pieds s'arrêtent de bouger et est basée sur les caractéristiques de déplacement par rapport au temps. En outre, lorsque le déplacement horizontal des pieds vers l'avant est considéré, deux catégories d'arrêt peuvent être distinguées selon le placement relatif des pieds.

En conditions d'arrêt planifié, les sujets sont informés de l'endroit où ils doivent s'arrêter et contraints de s'arrêter avec les pieds parallèles. Dans l'arrêt non planifié le sujet n'a aucune

connaissance préalable de l'endroit où il doit s'arrêter et la position finale du pied est sans contrainte. (Hase et al. 1998 ; Tirosh et al .2004).

I.3.2.2. Cinétique de l'arrêt

La cinétique du pieds-Sol lors de l'arrêt comprend une activité coordonnée des deux jambes pour arrêter le mouvement vers l'avant tout en préservant la stabilité (Bishop et al., 2002).

Dans la phase de transition qui conduit à l'arrêt du COM celui ci doit être contrôlé pour obtenir une réduction de la vitesse horizontale du centre de masse sans dépasser la base d'appui (Jian et al.1993).

I.4. Mouvement volontaire et propriétés à l'interface entre le sujet et les surfaces en contact

L'exécution de tout mouvement nécessite que le corps puisse prendre appui sur un support. Une telle nécessité résulte des lois de la mécanique qui n'accepte aucune exception. Ainsi les forces de réaction issues du contact entre le sujet et les surfaces d'appui ont une importance considérable dans la dynamique du système.

De nombreuses études, suscitées, 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.4.1. Le coefficient de frottement et le rapport d'adhérence

Le coefficient de frottement (COF) est défini à la limite du glissement par la relation :

$$R_T = \mu R_N \quad (1)$$

Où μ^* est le coefficient de frottement, R_T la réaction tangentielle (ou la force de frottement), et R_N la réaction normale à la surface de contact. Le coefficient de frottement varie en fonction des propriétés de l'interface, et le risque de glissement augmente à mesure que μ^* diminue.

Afin d'évaluer l'adhérence, et par conséquent le risque de glissement, un rapport d'adhérence (AR) peut être défini, qui est :

$$R_T = \mu R_N \quad (2)$$

Où μ est le rapport d'adhésion, et R_T et R_N sont les réactions instantanées tangentielle et normale à la surface de contact .Figure(1-5)

Au cours de la locomotion, le RA qui est défini par le rapport entre les réactions tangentielle et verticale du sol a été appelé Friction use par Strandberg (1983). Toutefois, durant la préhension, l'inverse de la RA a été généralement considéré, qui est, le rapport de la force de préhension (grip) (qui est, la force normale) en fonction de la force de charge (qui est, force tangentielle). Il a été appelé le "rapport de glissement» (Slip ratio) (Westling et Johansson, 1987).

L'adhérence et le frottement sont proches, car le coefficient de frottement est la limite du rapport d'adhérence ($\mu < \mu^*$). Toutefois, RA n'est pas une mesure du COF, car, il varie en fonction du CoF jusqu'au glissement.

Le RA reflète la façon dont le système nerveux central prend en compte les forces de contact entre le corps et son environnement physique afin d'exécuter efficacement l'acte moteur. Cela laisse supposer que plus le COF n'augmente, plus le RA augmente et plus les forces de contact mises en jeu augmentent.

Plus généralement, pour une interface donnée, la valeur CoF semble délimiter deux comportements moteurs: elle sépare le domaine où l'action volontaire peut procéder conformément à l'intention première, du domaine où il est perturbé par le glissement inattendu et une chute 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 caractéristiques de glissance des surfaces d'appui sont une limite aux forces de réaction générées, d'où résultera une éventuelle limitation de la force externe. Ainsi, le sujet à la capacité de moduler les forces de réaction et donc l'organisation dynamique corporelle en fonction des caractéristiques de glissance des surfaces en contact afin d'éviter tout risque de glissement.

I.4.2. Propriétés Mécaniques 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}

\vec{R} est la résultante de la force de réaction normale R_n ou encore appelée réaction verticale, et de la force de réaction tangentielle R_t , également appelée force de frottement ou force de résistance au frottement, où $\vec{R} = \vec{R}_t + \vec{R}_n$. La force de réaction normale 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 R_t peut également se décomposer en une force antéro-postérieure (selon l'axe X) et une force latérale (selon l'axe Y). Elle définit l'adhérence des deux solides dans le plan de contact. Elle est égale, à un coefficient constant près, dit coefficient de frottement, à la norme de la réaction verticale et varie suivant des matériaux, qu'il y ait glissement ou non des deux corps en contact. M est le moment global par rapport à I, point de contact entre S1 et le plan (P). M_z est le couple de résistance au pivotement et M_t est le couple de résistance au glissement. $M = M_t + M_z$.

En fait, il existe deux types de forces de friction et donc de coefficient de frottement : Une force de friction statique et une force de réaction dynamique. L'une est une force de réaction qui s'exerce sans aucun mouvement relatif n'existe entre les solides en contact. L'autre se manifeste uniquement lors de mouvement relatif des corps en contact : elle est opposée à la direction du mouvement et freine la vitesse relative. Ceci implique que 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.

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 inclinable, l'angle d'inclinaison, du plan par rapport à l'horizontale, doit être inférieur à l'angle de frottement statique, α_s . 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, μ_s , correspond à la tangente de l'angle de frottement statique, α_s .

Pour que le glissement ne se produise pas : $\|R_t\| / \|R_n\| \leq \mu_s$.

Si $\|R_t\| / \|R_n\| > \mu_s$, un glissement se produit. Dans ce cas la force de réaction tangentielle R_t est colinéaire à la vitesse de glissement de S_1 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 $R_t / R_n = \mu_d$ 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.

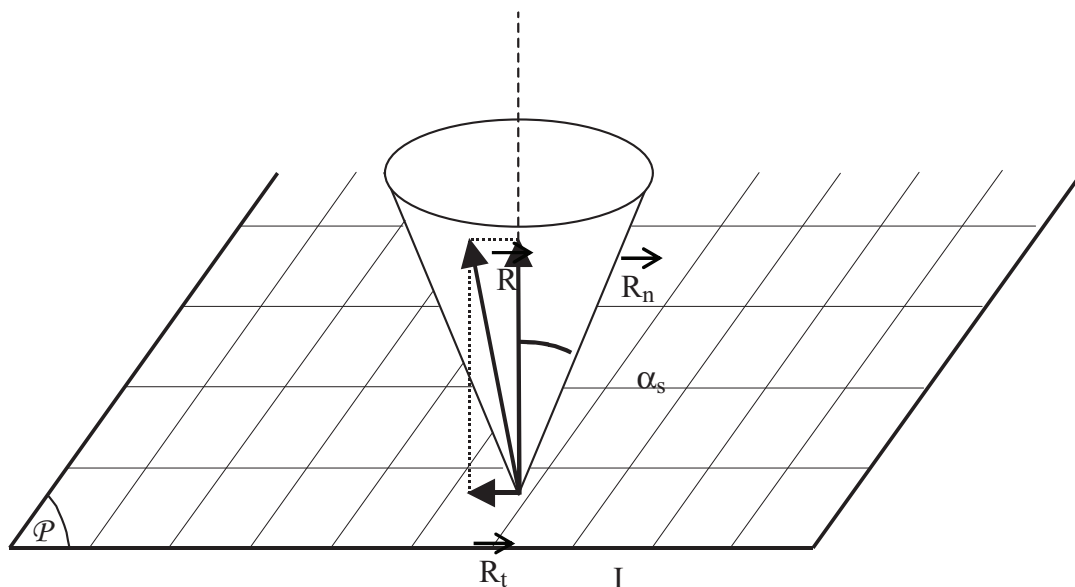


Figure (1-5) : Cône de frottement

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 . 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 frottement (R_t) est parallèle au plan.

I.4.3. Influence de l'adhérence lors du mouvement volontaire

L'influence des caractéristiques de glissance des surfaces de contact lors de mouvement volontaire, sur la performance et les forces de réactions aux surfaces de contact, a été analysée principalement au cours de différents paradigmes expérimentaux. Ces études ont porté sur des efforts de poussée ou de tirages (Gaughran et Dempster, 1956; Kroemer, 1974), la marche (Carlsöö 1962, Strandberg et Lanshammar, 1981; Strandberg, 1983; Tisserand, 1985), la course (voir Nigg, 1986, pour un examen) et le patinage sur glace (de Koning et Van Ingen Schenau, 2000).

Kroemer (1974) fut certainement l'un des pionniers à avoir étudié les forces de réactions aux surfaces de contact en fonction du coefficient de frottement. Au cours d'une étude ergonomique, il a étudié la force maximale de poussée exercée avec les membres supérieurs, dans différentes positions debout, en fonction du coefficient de frottement entre le sol et les semelles des chaussures. Il a mis en évidence que la force de poussée maximale augmentait avec le coefficient de frottement statique.

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 de la glissance de la surface en contact avec la pulpe des doigts. Ces auteurs ont montré que la force 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 tangentielle, désigné aussi sous le terme de 'load force' et la force normale. L'adaptation de ce rapport en fonction de la glissance 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 caractéristiques de glissance de l'objet était fournie par les mécanorécepteurs de la pulpe des doigts en contact avec l'objet (Westling et Johansson 1984).

Les forces de réaction étant ajustées aux caractéristiques de glissance des surfaces en contact, ces auteurs suggèrent que cette adaptation se fasse sur la base d'une mémoire ou représentation interne des propriétés de glissance de la surface en contact. Elle serait mise à jour lors des glissements se produisant soit avant, soit pendant la levée de l'objet. Ainsi, lors de la réalisation de la tâche, les mécanismes neuraux seraient initiés sur la base de cette mémoire de glissance des surfaces en contact.

D'autres travaux concernant les phénomènes biomécaniques à l'interface entre le pied et le sol ont été effectués en matière de prévention des glissades. Andres et al. (1992), Cham et Redfern (2002), Gronqvist (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, l'amplitude de la force verticale et la vitesse de déroulement du pied sur le sol. De ce fait les forces de cisaillement, ou 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 glissade. Ainsi le sujet à la possibilité d'adapter la biomécanique de son pas aux caractéristiques de glissance du sol en dépit même des instructions préalablement données de marcher le plus normalement possible.

I.5. Problématique de l'étude

Ce travail de thèse s'inscrit dans la thématique de la coordination posture/mouvement. Comme il a été développé au cours de la revue de littérature de cette thèse, l'exécution du mouvement volontaire constitue une perturbation de la posture et de l'équilibre. Pour contrecarrer cette perturbation, le système nerveux développe des phénomènes dynamiques et électromyographiques au niveau des segments corporels posturaux, i.e. au niveau des segments corporels qui ne sont pas directement impliqués dans le mouvement volontaire. Ces modifications posturales surviennent avant même l'exécution du mouvement volontaire, il s'agit alors des « ajustements posturaux anticipateurs » (APA). Etant donné que ceux-ci précèdent, par définition l'exécution du mouvement volontaire, ils ne résultent pas d'un retour afférent et font donc l'objet d'une programmation centrale. Les APA permettent donc

d'appréhender la commande centrale adressée à la composante posturale associée au mouvement volontaire.

Selon le concept de « capacité posturo-cinétique », la performance du mouvement volontaire (en termes de vitesse ou de force maximale selon les critères de la tâche) dépend étroitement de la capacité du système nerveux central à générer des APA convenables, en amplitude et en durée. Cette capacité posturo-cinétique peut être affectée par le biais de facteurs posturaux de nature « purement » biomécanique. (Nouillot et al, 1992; Aruin et al, 1998; Nouillot et al., 2000; Yiou et al., 2007), il en résulterait une performance focale réduite.

La capacité posturo-cinétique dépend également de facteurs de nature purement « neurophysiologique », i.e. de l'efficacité du système postural à répondre à une perturbation interne ou externe. Le système postural est ici considéré dans son sens large, i.e. qu'il comprend le système nerveux et l'ensemble de la musculature posturale. Ainsi, cette capacité est altérée lorsque les voies nerveuses impliquées dans le contrôle de la posture et de l'équilibre sont atteintes, ou lorsque la musculature posturale est déficiente (Horak et al., 1984; Dick et al., 1986; Bazalgette et al., 1987; Viallet et al., 1987; Slijper et al., 2002; Bleuse et al., 2008).

I.6. Objectifs et hypothèses de l'étude

La réalisation d'une activité motrice volontaire résulte de l'interaction entre le segment focal, la chaîne posturale et les surfaces d'appui. Toute activité motrice, segmentaire ou globale, est initiée par des forces internes, d'origines musculaires, lesquelles génèrent des forces de réaction le long de la chaîne posturale jusqu'aux surfaces d'appui, en accord avec la loi de l'action et de la réaction. Il en résulte une modification des forces de réaction située entre le sujet et les surfaces d'appui. La réalisation d'un acte moteur a donc comme conséquence un changement de la posture initiale qui induit une perturbation de l'équilibre corporel. Afin de contrebalancer ce déséquilibre, le système nerveux central, qui génère la commande motrice doit nécessairement adapter l'équilibre corporel à la tâche à réaliser. En d'autres termes il doit ajuster la dynamique posturale à la dynamique focale.

Depuis les observations de Babinski (1899), de nombreuses études ont porté principalement sur les ajustements posturaux anticipateurs, mais, peu d'attention a été accordée aux ajustements

posturaux consécutifs, qui se produisent après la fin du mouvement volontaire. Par ailleurs, certaines études récentes, concernant la terminaison du pas (Crenna et al. 2001; Bishop et al. 2004), ont montré que les forces de freinage augmentent avec la cadence du pas. Ceci conduit à supposer que le pic et /ou la durée des CPA augmentent également. En effet, on peut supposer que, lorsque les forces de freinage et la durée de la phase de freinage augmentent, la phase correspondant aux CPA devrait aussi augmenter.

Pour cette étude, la tâche retenue est la réalisation d'un pas simple selon deux longueurs différentes et réalisé à vitesse maximale. Le choix de ce paradigme se justifie par le fait qu'il permet à la fois la réalisation d'une tâche motrice et un accompagnement postural. L'hypothèse était que l'exécution du simple pas constituait une perturbation à l'équilibre du corps et qu'après l'arrêt du mouvement le retour à l'équilibre correspondait aux ajustements posturaux consécutifs. Dans ce type de mouvement par rapport aux études de Bernstein, la contribution de la composante posturale est plus forte. En effet, dans ce cas, la masse musculaire mobilisée est plus importante, contrairement à l'étude par exemple de Le Bozec et al. (2008) qui avaient considéré « une tâche de poussée isométrique ». La contribution des membres inférieurs était moindre car les sujets étaient assis. De plus, l'exécution de cette tâche de simple Pas, a été considérée à vitesse maximale, laquelle est un facteur important car perturbateur de la posture (Dietrich et al. 1994).

La tâche motrice étudiée implique un passage entre deux états stables : le premier, qui est un état d'équilibre "statique", et le deuxième, qui est aussi « statique », mais est connu pour être moins stable (Goldie et al., 1989). Ces deux états correspondent respectivement à la fonction d'équilibration et à la cinétique. La « maintenance posturale », survient en réponse à la gravité et est liée à la réaction du sol. En ce qui concerne la cinétique, par rapport aux lois de Newton, la maintenance posturale correspond à la condition où les forces d'inertie qui en résultent (et les moments) sont nuls.

Du fait des lois de la biomécanique, les forces extérieures, en particulier les forces de réactions, déterminent les caractéristiques biomécaniques de l'acte moteur. En effet, les ajustements posturaux ne peuvent s'organiser qu'en fonction des appuis. Ainsi, à chaque instant de l'activité motrice volontaire, des transferts de force sont présents entre les différents segments corporels et entre ceux-ci et les surfaces d'appui. De ce fait, il apparaît donc indispensable d'étudier l'influence des caractéristiques des surfaces d'appui sur la performance et les

phénomènes posturaux, c'est à dire, de façon plus globale, sur la coordination entre posture et mouvement volontaire.

Plus précisément, il semble intéressant d'étudier l'effet de la glissance à l'interface entre le sujet et les surfaces d'appui. En effet, le coefficient de frottement statique qui définit la limite du glissement agit comme un seuil au développement des forces de réaction. Ce coefficient est fonction de la nature des surfaces en contact, il est une constante pour un couple de matériaux. Il est défini par la relation $R_T = \mu_s R_N$ où μ_s est le coefficient de frottement statique, R_T les forces de réaction tangentielle (ou force de frottement) et R_N la force de réaction normale mesurées au niveau des surfaces de contact à la limite de glissement.

Le rapport d'adhérence, mesuré durant l'exécution de l'acte moteur, correspond au rapport des forces tangentielles sur la force normale. Il n'est pas une mesure du coefficient de frottement statique puisqu'il varie au cours de l'activité motrice. Cependant lorsqu'il est égal à la valeur du coefficient de frottement statique, un glissement se produit. Le risque de glissement est d'autant plus élevé que μ_s est petit. Ainsi, puisque les ajustements posturaux dépendent des caractéristiques des surfaces d'appui, ils sont donc fonction du coefficient de frottement statique.

Les accidents dus aux chutes résultant de glissades sont l'une des principales causes de blessures des personnes âgées de 65 ans et plus (Berg et al. 1997 ; Layne et al.1997). Il a été constaté que la chute est souvent la conséquence d'une perte d'adhérence entre le talon de la chaussure et la surface du sol, la résistance au glissement étant mesurée comme une forme du COF (Cohen et al.1982 ; Kim et al.2000 et 2003).

L'objet de ce travail est la caractérisation biomécanique du simple pas, dans la perspective d'applications aux personnes vieillissantes et/ou souffrant de troubles pathologiques. En effet, on postule que l'organisation d'un simple Pas est représentative de celle de la marche, et que des modifications, notamment de la récupération de l'équilibre, sont à attendre chez les personnes vieillissantes ou handicapées. Il se situe dans la continuité des premiers travaux menés par Gilles Diétrich, avec Yvon Brenière et Manh Cuong Do. Ce travail a également pour objet d'étudier l'influence de la glissance des surfaces d'appui sur la performance d'une tâche de réalisation d'un simple pas. Il porte sur l'analyse de la dynamique de la chaîne posturale,

lien entre les surfaces d'appui et le segment focal, aussi bien lors de l'initiation de la commande motrice que pendant l'exécution de l'acte moteur.

Le travail a été mené selon les deux hypothèses suivantes :

- Le déplacement du pied d'une position de repos à une autre implique une accélération suivie d'un freinage. En d'autres termes, le décours de la force résultante selon l'axe antéro-postérieur (Rx) se compose de deux ondes égales et de sens opposé. La valeur de la surface positive délimitée par le décours de Rx mesure la vitesse de progression. Si le mouvement est considéré comme une perturbation à l'équilibre corporel, la surface négative est une contre-perturbation qui ramènerait le corps à un état de repos. La surface, la durée et le pic d'amplitude de Rx constituent les principaux paramètres permettant de caractériser la perturbation et la contre-perturbation.
- L'adhérence du pied avec le sol est nécessaire pour que le déplacement puisse avoir lieu. Si la vitesse maximale de progression implique une réaction antéro-postérieure inférieure à la valeur limite autorisée par le coefficient de frottement (COF), on ne devrait pas trouver de différence des caractères biomécaniques suivant le COF (à la condition éventuelle qu'une marge de sécurité soit respectée). Notre hypothèse est que la contre-perturbation développée est limitée par les contraintes liées aux surfaces d'appui, ce qui entraîne une diminution de la force externe produite. Pour une surface présentant un μ_s faible, c'est à dire une surface glissante, les ajustements posturaux seront réduits par rapport à une surface présentant un coefficient de frottement statique élevé. De ce fait, la régulation de la dynamique posturale serait fonction du risque de glissement entre le sujet et la surface d'appui dans le but ultime d'éviter toute déstabilisation de l'équilibre du sujet.

L'objet général de cette thèse est d'apporter des éléments de réponse à ces questions, en caractérisant les effets de la modulation d'adhérence associée à un pas simple, afin d'en inférer sur la prise en compte par le SNC des contraintes environnementales dans le contrôle moteur.

Technique et Protocole

II.1. Généralités sur la méthodologie

Pour tester nos hypothèses, la méthode dite « globale » sera utilisée. Cette méthode est associée à la technique du plateau de force et elle est basée sur le principe direct de la mécanique pour calculer l'accélération du centre de gravité ainsi que les positions instantanées du centre des pressions, correspondant au barycentre des forces de réaction verticales. Chacun de ces points – le centre de gravité et le centre des pressions – est une expression globale propre du mouvement.

L'un est l'expression instantanée des mouvements de tous les segments corporels en rapport avec l'objectif du mouvement, par exemple la vitesse maximale du mouvement d'un simple pas vers sa cible, l'autre est l'expression des conditions d'appui nécessaires à cet objectif. Comme il a été développé précédemment, les positions instantanées de ces deux points traduisent les nécessités posturo-dynamiques à satisfaire pour la réalisation d'un mouvement.

Le plateau de force constitue la technique appropriée à ce modèle puisqu'il permet de mesurer directement les forces extérieures qui agissent aux appuis au cours du mouvement. Il permet en outre de réaliser des mouvements sans entrave et ne nécessite aucune préparation particulière. De plus, il permet de déterminer les accélérations du centre de gravité avec une précision que ne peuvent atteindre la plupart des autres systèmes d'analyse du mouvement.

II.2. Dispositif expérimental

II.2.1. Plateforme de forces

Il s'agit d'un plateau rectangulaire de Marque AMTI long de 120cm et large de 60cm reposant sur 4 capteurs tridirectionnels qui mesurent les forces (F_x , F_y et F_z) et les moments (M_x , M_y et M_z) exercés à leur surface. Il est alimenté par un conditionneur qui véhicule les signaux analogiques vers la carte d'acquisition via un tableau de connexion. La carte d'acquisition

permet la numérisation des signaux analogiques qui peuvent alors être traités en tant que données numériques.

Le niveau de précision de la plateforme de forces est de 1N pour le calcul des forces et de 1mm pour le calcul du centre de pression. Des enregistrements avec une charge de 10 kg placée successivement aux quatre extrémités du plateau ont été réalisés pour effectuer l'étalonnage de l'appareil, et pour analyser le "bruit" de la plateforme. Le bruit s'est avéré négligeable par rapport à l'importance des signaux enregistrés, confirmant la fiabilité des mesures décrite par le constructeur.

II.3. Série expérimentale 1

II.3.1 .Sujets

10 sujets masculins (âge moyen: 24.4 ± 3.1 ans) et (poids moyen 681.7 ± 137.9 N) ont participé à la première étude expérimentale. Tous les sujets ont donné leur consentement par écrit après avoir été informés de la nature et du but de l'expérience. Cette expérimentation est conforme aux normes établies par la loi Huriet et la déclaration d'Helsinki.

II.3.2. Protocole

Les sujets sont debout sur une plate forme de force, les pieds naturellement écartés. On demande aux sujets d'effectuer un Pas simple du coté dominant et en direction de marques placées sur le plateau de la plate forme de Force. L'ordre de départ est donné par l'experimentateur après un signal préparatoire . Les sujets sont invités à effectuer la tache à vitesse maximale, à « déposer » le pied à plat au point de foot contact (FC) et à maintenir la position finale pendant 6 secondes. Deux amplitudes de Pas ont été définies, qui tiennent compte de la longueur du pied de chacun des sujets. Figure (2-1)

Le « Petit pas » (SS = Short Step) est défini avec une longueur de pas correspondant à la longueur du pied du sujet et le « grand pas » (LS = Long Step) correspond à deux longueurs de pied. La position initiale et finale des pieds étaient spécifiées individuellement pour chacun des sujets. Chaque série était composée de 10 essais et chaque série était séparée par 3 minutes de

pose pour éviter la fatigue. L'ordre d'exécution des séries expérimentales a été aléatoire pour éviter tout effet de rang.

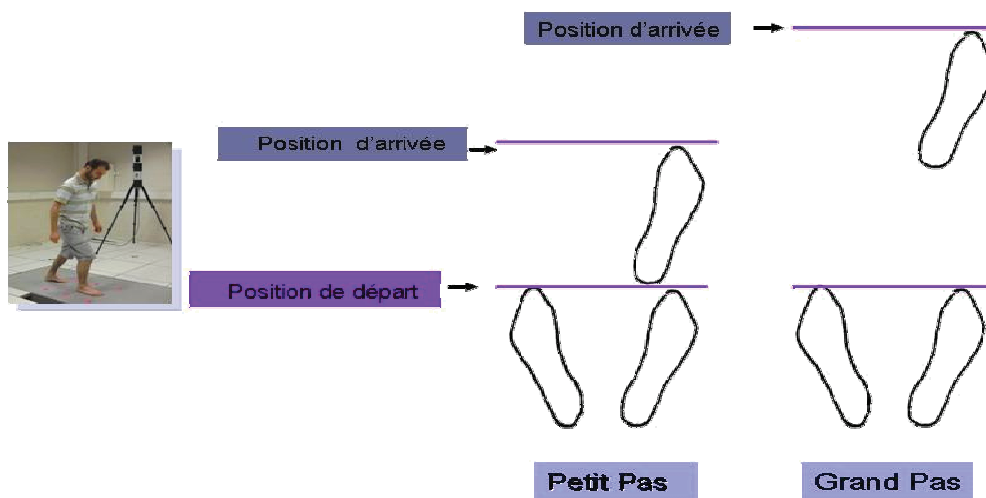


Figure (2-1): Présentation du protocole expérimental

II.3.3. Les mesures

Les mesures des forces de réaction du sol sur les axes antero-postérieur, medio latéral et vertical et le déplacement du centre des pressions (COP) le long des axes antero-postérieur et latéral (X_p et Y_p) étaient effectuées grâce à une plate forme de force AMTI.

Le pic de la vitesse de centre du gravité (appelé vitesse de progression) était calculé systématiquement par un script développé sous MATLAB. Les autres mesures étaient également effectuées par MATLAB. Il s'agissait des différents paramètres sur l'axe antero-postérieur en considérant : $\int R_x dt = mx''$. Chacun de ces paramètres sont identifiés sur la figure (2-2).

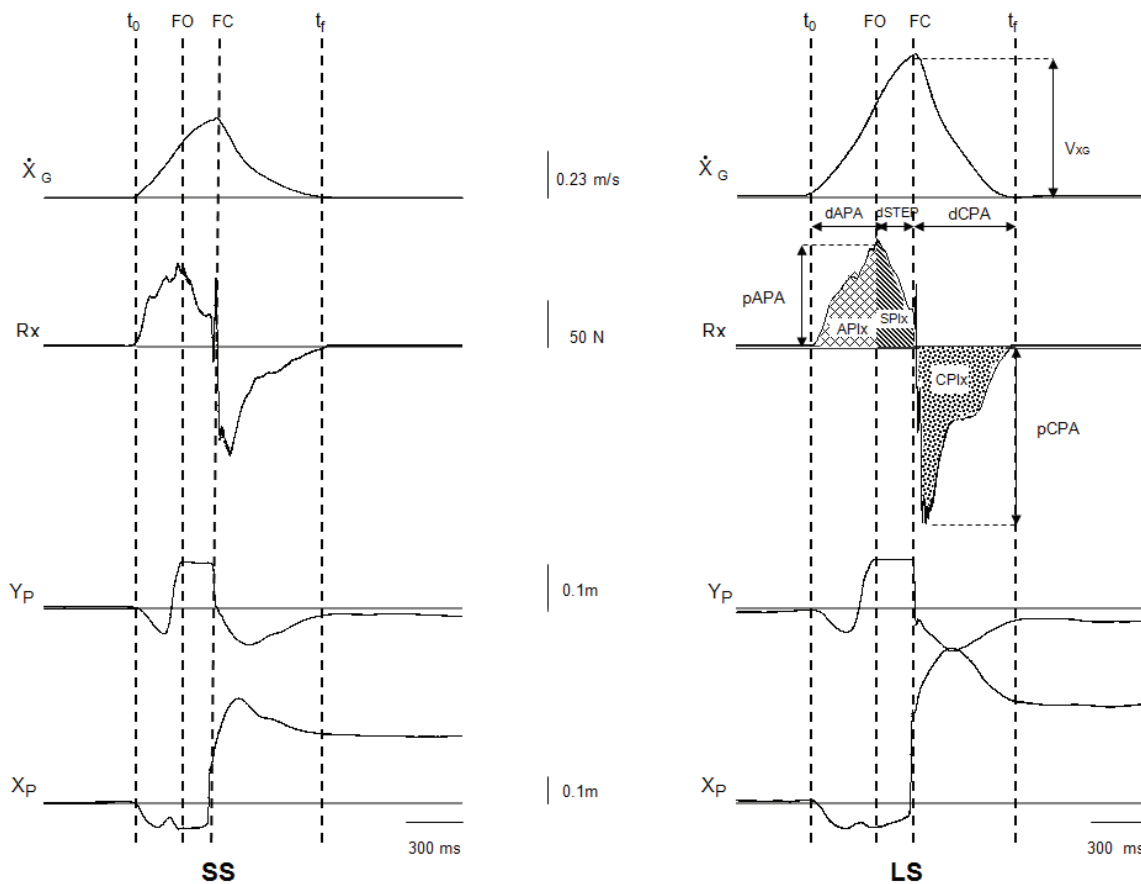


Figure (2-2). Exemple de tracé expérimental obtenu lors de l'exécution d'un pas simple: présentation des variables expérimentales mesurées.

- SS = Petit Pas (Short Step)
- LS=Grand Pas(long Step)
- X_G = Vitesse de centre de gravité
- R_x = Force de réaction sur l'axe de progression
- Y_P = Déplacement du centre de pression sur l'axe médio latéral
- X_P = Déplacement du centre de pression sur l'axe de progression
- t_0 = Début de Pas
- FO= le point de levé du pied (Foot Off)
- FC=le point de posé du pied (Foot Contact)
- t_f = le point de la fin de mouvement
- dAPA= Durée de la phase d'ajustement posturaux anticipateur
- pAPA=Pic de la phase d'ajustement posturaux anticipateur
- dSTEP=Durée de la phase d'exécution du Pas
- dCPA= Durée de la phase d'ajustement posturaux consécutifs
- pCPA=Pic de la phase d'ajustement posturaux consécutifs
- V_{XG} = Pic de la Vitesse de Centre de Gravité

Comme il est présenté sur la figure (2-2), la force de réaction sur l'axe de progression présente une phase positive suivie par une phase négative. La phase positive commence par une phase d'augmentation progressive jusqu'à une valeur maximum, suivie d'une diminution jusqu'au zéro au point de foot contact (FC). Cette phase contient les APAs, et la phase d'exécution du

Pas (STEP). Après le posé du pied (FC), une phase négative est observée, qui contient les CPAs. Le R_x diminue de façon importante, et dès que le l'extremum négatif est atteint, R_x augmente pour revenir à zéro au point (t_f).

Sur la figure (2-2) la vitesse de centre de gravité est également présentée. Elle est calculée en intégrant la courbe de la force de réaction par rapport au temps. On peut noter sur la courbe de la vitesse, que le pic de vitesse correspond au point (FC) sur la composante R_x .

De plus, sont également présentés sur la figure (2-2) les courbes de déplacements du centre des pressions sur les axes antéropostérieur et medio latéral (X_p et Y_p). Ces deux courbes ont été utilisées également pour les dépouillements des points (FO) et (FC) par comparaison à R_x .

II.3.4. Décours d'Adhérence : Mode de détermination des valeurs caractéristiques

La figure (2-3) représente les rapports d'adhérence calculés le long de l'axe antéro-postérieur (μ_x) et médio-latéral (μ_y). Ils ont été définis en fonction de $[\mu_x=R_x/R_z]$ et $[\mu_y=R_y/R_z]$.

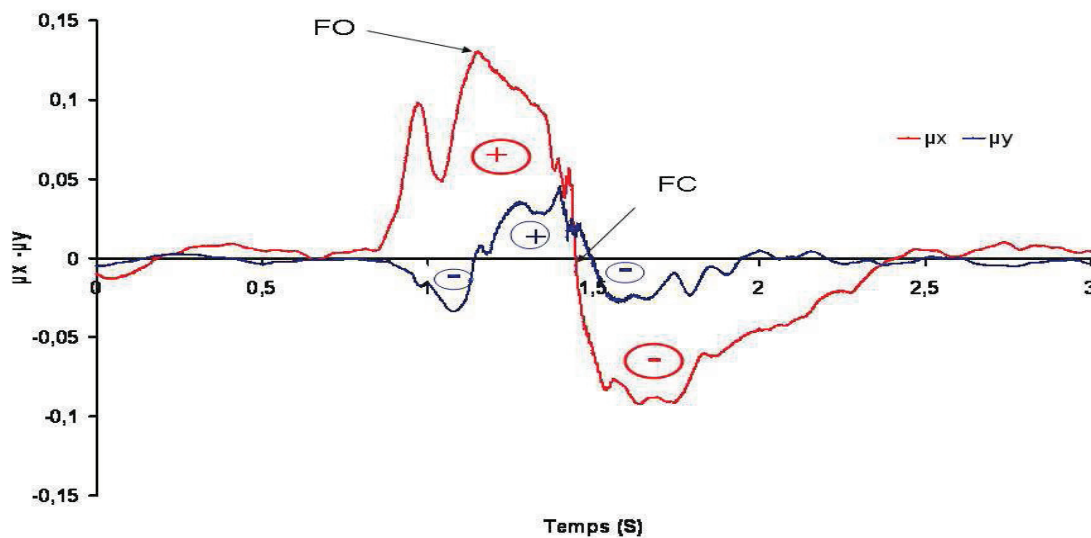


Figure (2-3). Décours temporel de μ_x et μ_y

μ_x = Décours de rapport d'adhérence sur l'axe de progression

μ_y = Décours de rapport d'adhérence sur l'axe medio-latéral

FC = Point de levé du pied (Foot Off)

FO= Point de posé du pied (Foot Contact)

II.3.5. Décours temporel d'adhérence sur l'axe antéro-postérieur (μ_x)

La figure (2-4) représente les courbes du rapport d'adhérence sur l'axe antéro-postérieur (μ_x) et la force antéro-postérieure R_x . La comparaison des deux courbes permet de constater que les valeurs de pics positifs et négatifs semblent se produire dans le même temps, c'est-à-dire à FO et juste après FC.

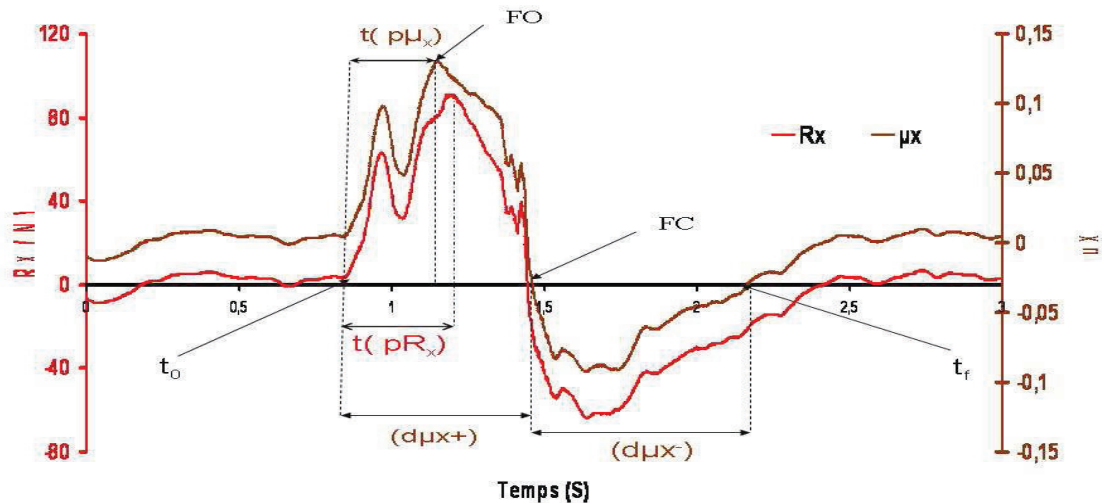


Figure (2-4). Décours temporel de μ_x et R_x

- t_0 = Début du Pas
- μ_x = Décours de rapport d'adhérence sur l'axe de progression
- R_x = La force de réaction sur l'axe de progression
- FC = Point de levé du pied (Foot Off)
- FO = Point de posé du pied (Foot Contact)
- $t(p\mu_x)$ = Date de pic μ_x
- $t(pR_x)$ = Date de pic R_x
- $(d\mu_x^+)$ = Durée de la phase positive de μ_x
- $(d\mu_x^-)$ = Durée de la phase négative de μ_x

II.3.6. Décours d'adhérence sur l'axe Medio-Latéral (μ_y)

La figure (2-5) représente les courbes du rapport d'adhérence sur l'axe latéral (μ_y) et la composante latérale R_y . La comparaison des deux courbes permet de constater que le rapport d'adhérence sur l'axe Médio-latéral affiche un profil de temps similaire à la force antéro-postérieure R_y , et les valeurs de pics positifs et négatifs semblent se produire dans le même temps, c'est-à-dire à FO et juste après FC. Il peut être défini sur les courbes une partie négative correspondant aux APA, une partie positive qui correspondant au STEP et enfin une

partie négative correspondant aux CPA. Les variables et paramètres utilisés sont identifiés sur la figure (2-5).

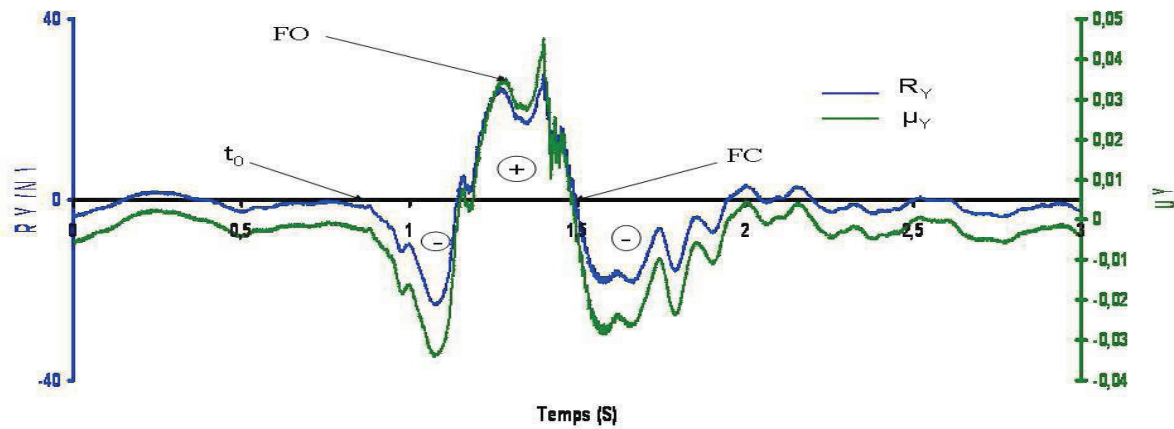


Figure (2-5).Décours temporel de μ_y et R_y .

t_0 = Début de mouvement

μ_y = Adhérence sur l'axe médio-latéral

R_y = La force de réaction sur l'axe medio-latéral

FC = Point de lever du pied (Foot Off)

FO= Point de déposer du pied (Foot Contact)

II.3.7. Décours d'adhérence sur le plan horizontal (μ_h)

La figure (2-6) représente le rapport d'adhérence μ_h . Il est défini comme le rapport entre R et R_z ($\mu_h = R / R_z$). Le décours temporel de μ_h est toujours positif. Il présente deux parties, une première partie similaire dans sa partie initiale à la force R_x , puis contrairement à R_x à partir de FC, il présente une inflexion de sa courbe présentant une phase positive. Cette phase de le μ_h est composée des éléments positifs de R ($\sqrt{R_x^2 + R_y^2}$) et R_z et correspond à la phase de début des CPA.

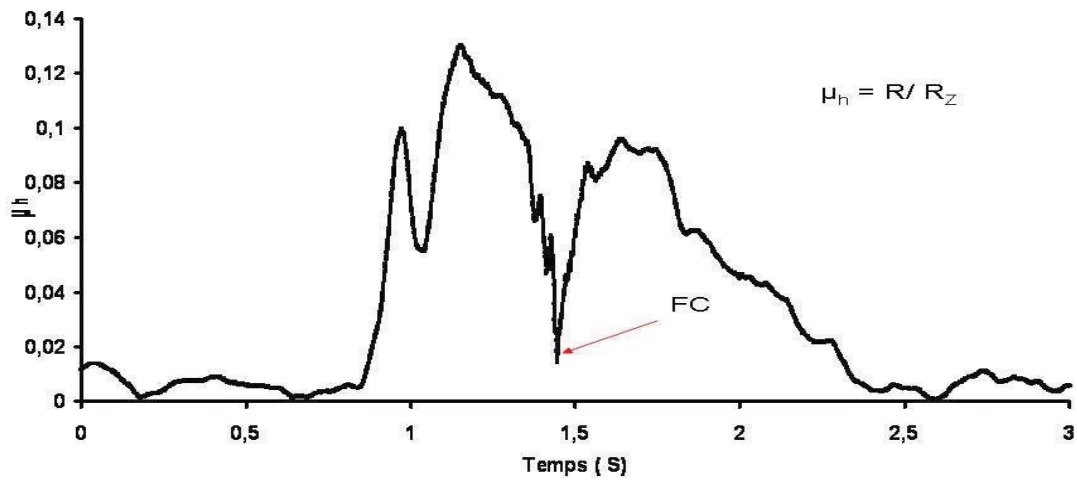


Figure (2-6). Déroulement temporel de μ_h .

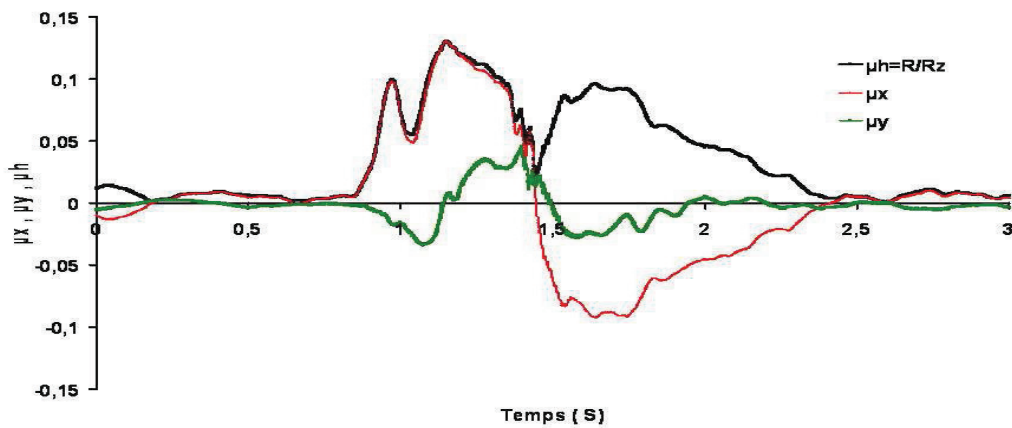
μ_h = Déroulement de rapport d'adhérence sur le plan horizontal

t_0 = Début du Pas

FC = Point de levé du pied (Foot Off)

FO = Point de posé du pied (Foot Contact)

La figure (2-7) regroupe les trois tracés des rapports d'adhérence (μ_x , μ_y et μ_h).



La figure (2-7). Déroulement temporel de μ_x , μ_y , μ_h .

μ_x = Déroulement de rapport d'adhérence sur l'axe de progression

μ_y = Déroulement de rapport d'adhérence sur l'axe medio-latéral

μ_h = Déroulement de rapport d'adhérence sur le plan horizontal

II.3.8. Détermination des variables de la série expérimentale 1

- ***Durée de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (dAPA)***

Le délai compris entre le début de la variation du tracé d'accélération antéro – postérieur (t_0) et le point FO (Foot Off) correspondant au levé du pied sur le tracé de Y_p a été considéré comme la durée des APAs ou la phase des ajustement posturaux anticipateurs, qui est exprimée en ms.

- ***Durée de la phase d'exécution du Pas (dSTEP)***

Le délai entre FO et le point FC (Foot Contact) qui correspond au posé du pied, a été considéré comme la durée du STEP ou la phase d'exécution du pas exprimée en ms.

- ***Durée de la phase d'Impulsion Perturbatrice de Balance (dBPI)***

Le délai entre t_0 et le point FC (Foot Contact) qui correspond au posé du pied, a été considéré comme la durée du BPI ou la phase de mouvement en ms.

- ***Durée de la phase des ajustements posturaux consécutifs (dCPA)***

Nous avons défini comme point de début des ajustements posturaux consécutifs (CPAs) le premier point où $R_x=0$. La phase de récupération d'équilibre (en ms) est définie, par rapport à ce point et le point FC.

- ***Pic d'Amplitude des ajustements posturaux anticipateurs (pAPA) :***

La valeur maximale d'accélération de COG, entre les points t_0 et FO a été considérée comme le pic d'amplitude des APAs exprimé en N.

- ***Pic d'Amplitude d'Impulsion perturbatrice de Balance (pBPI) :***

La valeur maximale d'accélération de COG, entre les points t_0 et FC a été considérée comme le pic d'amplitude des BPI en N.

- ***Pic d'Amplitude des ajustements posturaux consécutifs (pCPA) :***

La valeur maximale d'accélération de COG en newton, comprise entre les points FC et le point $R_x=0$ a été considérée comme le pic d'amplitude des CPAs.

II.3.9. Les variables calculées

Les variables ont été calculées à l'aide du logiciel MATLAB.

- ***Vitesse du centre de gravité (VCOG) sur l'axe de progression :***

La vitesse du centre de gravité exprimée en m/s, a été calculée en intégrant la courbe d'accélération sur l'axe antéro postérieur et en considérant la durée de chacun des paramètres des APA, STEP, BPI, et CPA pour obtenir la valeur maximale (pic) pour chaque période de temps.

- ***Impulsion de Rx pour les APA, CPA, et BPI :***

L'impulsion de Rx a été calculée en considérant de la durée de chacun des paramètres des APA, STEP, BPI, et CPA, en intégrant la l'accélération pour obtenir la surface et sa valeur maximum (pic) pour chaque période de temps : APA (API) , STEP (SPI) , BPI (API+ SPI ou la phase perturbateur de balance), et CPA (CPI ou la phase contre perturbateur de balance). Elle est exprimée en Kg.m par seconde/s.

- ***Pics ($\mu_x = Rx / Rz$) et pics ($\mu_y = Ry / Rz$)***

Les valeurs de Rx ont été divisées par les valeurs de Rz pour accéder aux valeurs de μ_x (adhérence sur l'axe antero-postérieur). Les valeurs de Ry ont été également divisées par les valeurs de Rz pour obtenir les valeurs de μ_y (adhérence sur l'axe medio –latéral). Ces valeurs sont exprimées en N.

II.3.10. Statistiques

Les traitements statistiques ont d'abord consisté à calculer les moyennes et écart-type par sujet puis pour l'ensemble des sujets dans chacune des conditions expérimentales, c'est à dire par surfaces et par « conditions posturales » i.e. longueur du pas.

Pour la première série expérimentale, la comparaison des différentes surfaces a été réalisée grâce à une analyse de variance (ANOVA) testée par rapport à l'interaction 'sujet condition de vitesse' .

Dans la deuxième série expérimentale, deux types d'analyse de variance (ANOVA mesures répétée) et t test (pour échantillons appariés) ont été effectués. La première, testée par rapport à

l'interaction 'sujet frottement ' permettait d'observer l'effet de deux surfaces dans une même condition posturale. La deuxième, testée par rapport à l'interaction 'sujet*condition posturale', montrait l'influence des conditions posturales pour une même surface.

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

Le traitement statistique a été effectué avec le logiciel « SPSS 19 ». Les tests étaient considérés comme significatifs à partir d'une valeur de $p \leq 0,05$.

II.4. Série expérimentale 2

II.4.1. Sujets

7 sujets masculins (âge moyen: 28.1 ± 3.7 ans) et (poids moyen 736.7 ± 176.6 N) ont participé à la deuxième série expérimentale. Tous les sujets ont donné leur consentement par écrit après avoir été informés de la nature et du but de l'expérience. Cette expérimentation est conforme aux normes établies par la loi Huriet et la déclaration d'Helsinki.

II.4.2. Protocole

Les sujets étaient debout sur une plate forme de force, les pieds écartés. On leur demandait d'effectuer un Pas simple en fonction des repères posés sur les surfaces de « Téflon » et « Carrelage », elles-mêmes fixées sur la plate forme de Force. Les sujets étaient invités à effectuer la tâche, à vitesse maximale et à poser le pied à plat au point de foot contact (FC). Ils devaient maintenir la position finale pendant 5 secondes. Deux amplitudes de Pas ont été définies, qui tiennent compte de la longueur du pied de chacun des sujets (voir figure 2.1). Comme dans la série expérimentale 1, le « Petit pas » (SS = Short Step) était défini avec une longueur de pas correspondant à la longueur du pied du sujet et le « grand pas » correspondant à deux longueurs de pied. La position initiale et finale des pieds étaient spécifiées individuellement pour chacun des sujets. Les sujets ont effectué des séries de 10 essais pour chacun des « Petit pas » et « Grand pas » sur le « Téflon » et sur « Carrelage », correspondant à un total de 40 essais par sujet. Chaque série était séparée par 3 minutes de repos pour éviter la fatigue. L'ordre d'exécution des séries expérimentales a été aléatoire pour éviter tout effet de rang.

Les caractéristiques des surfaces de Téflon et Carrelage étaient définies comme suit:

- Les carrelages (HOGANAS) avaient un coefficient de frottement de « 0.50 » validé par la CNAMTS (Direction du risque professionnel, Edition 2008).
- Le Téflon été choisi car il s'agit d'une surface glissante dont le coefficient de frottement est égal à (0.13 ± 0.2) .

Les « Carrelage » et « Téflon » ont été collés sur deux supports d'épaisseur totale de 2 cm, puis collés sur le sol de la plate forme de force avec un adhésif liquide.

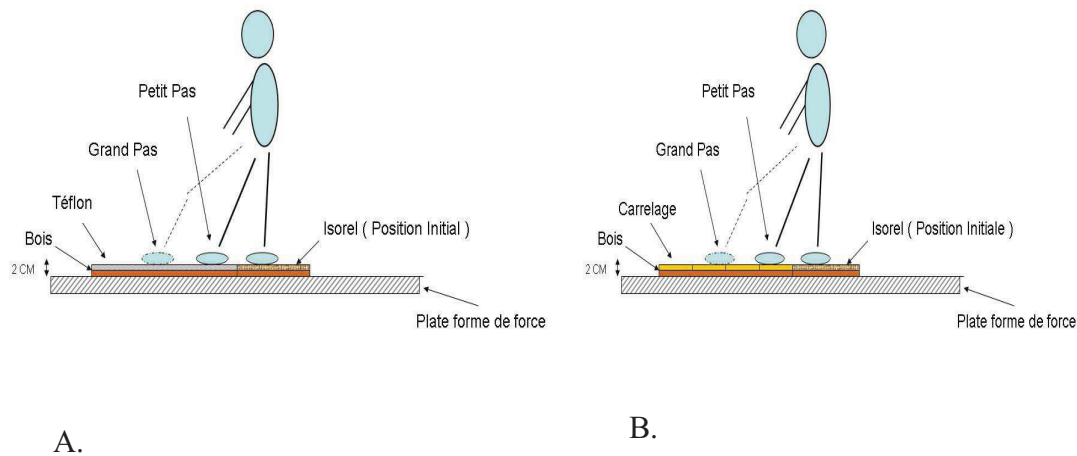


Figure (2-8). Présentation du Protocole expérimental (2ème série expérimentale)

A : Carrelage

B : Téflon

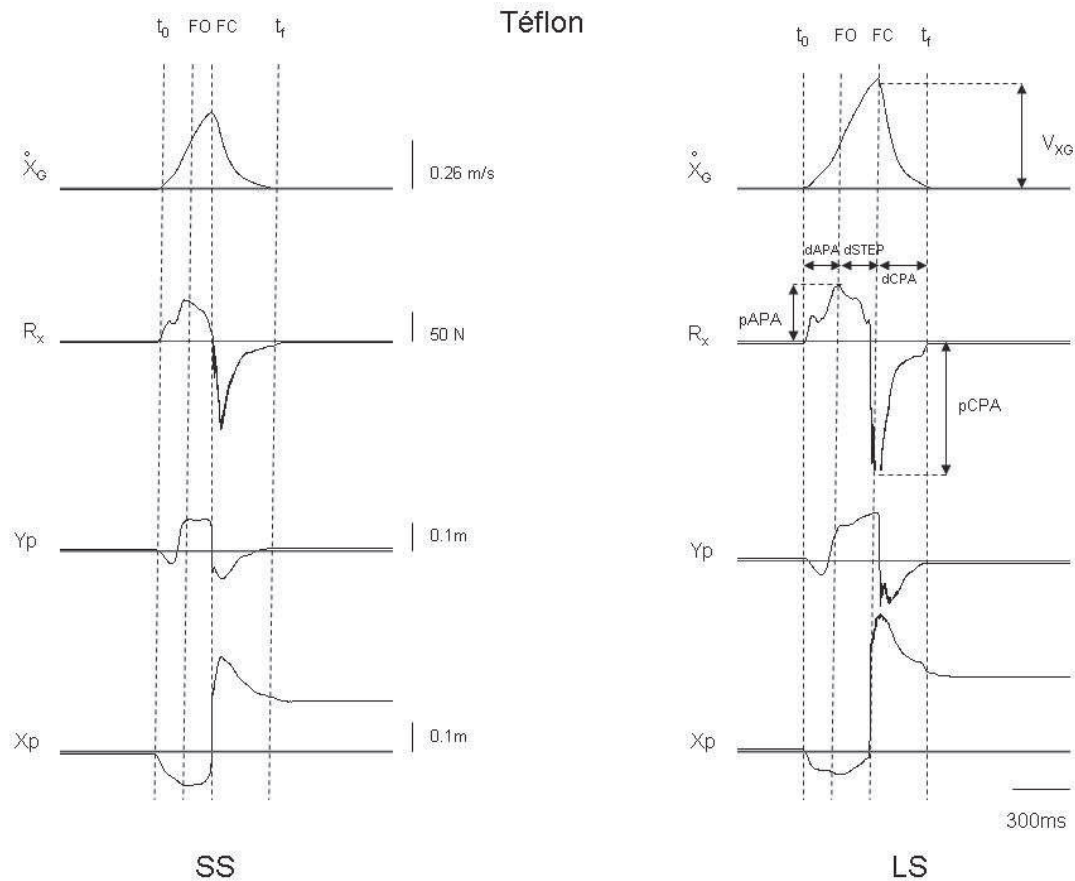


Figure (2-9). Détermination des variables expérimentales sur les tracés obtenus pour le Téflon

- X_G = Vitesse de centre de gravité
- R_x = Force de réaction sur l'axe de progression
- Y_p = Déplacement du centre de pression sur l'axe médio latéral
- X_p = Déplacement du centre de pression sur l'axe de progression
- t_0 = Début du Pas
- FO = le point de levé du pied (Foot Off)
- FC = le point de posé du pied (Foot Contact)
- t_f = le point de la fin du Pas
- dAPA = Durée de la phase d'ajustement posturaux anticipateur
- pAPA = Pic de la phase d'ajustement posturaux anticipateur
- dSTEP = Durée de la phase d'exécution du Pas
- dCPA = Durée de la phase d'ajustement posturaux consécutifs
- SS = Petit Pas (Short Step)
- LS = Grand Pas (Long Step)
- V_{X_G} = Pic de la Vitesse de Centre de Gravité

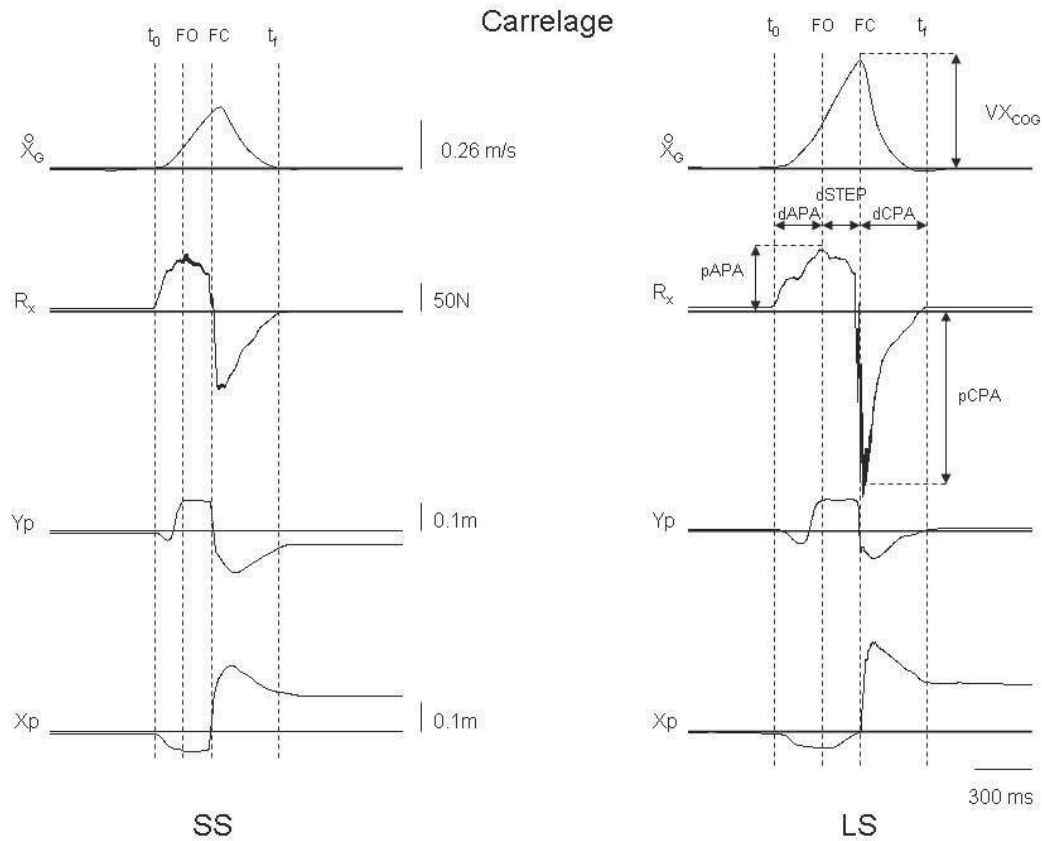


Figure (2-10). Détermination des variables expérimentales sur les tracés obtenus pour le Carrelage

- X_G = Vitesse de centre de gravité
- R_x = Force de réaction sur l'axe de progression
- Y_p = Déplacement du centre de pression sur l'axe médio latéral
- X_p = Déplacement du centre de pression sur l'axe de progression
- t_0 = Début du Pas
- FO = le point de levé du pied (Foot Off)
- FC = le point de posé du pied (Foot Contact)
- t_r = le point de la fin du Pas
- dAPA = Durée de la phase d'ajustement posturaux anticipateur
- pAPA = Pic de la phase d'ajustement posturaux anticipateur
- dSTEP = Durée de la phase d'exécution du Pas
- dCPA = Durée de la phase d'ajustement posturaux consécutifs
- SS = Petit Pas (Short Step)
- LS = Grand Pas (Long Step)
- $V_{X_{COG}}$ = Pic de la Vitesse de Centre de Gravité

Les variables caractéristiques ont été définies sur les tracés obtenus avec le carrelage ou le téflon comme indiqué sur la figure (2-9).

Les variables de la série expérimentale 2, ont été définies comme pour la série expérimentale 1, (voir chapitres (2-3) au (2-10)).

Résultats

Introduction :

La recherche a pour but d'étudier la caractérisation biomécanique du simple pas. On s'intéressera successivement aux paramètres permettant de préciser ce mouvement dans sa partie « perturbation à l'équilibre corporel », et lors de la contre-perturbation qui ramène le corps à un état de repos. Enfin, l'adhérence du pied avec le sol qui est nécessaire pour que le déplacement puisse avoir lieu sera aussi examinée.

III.1.Caractérisation du simple pas

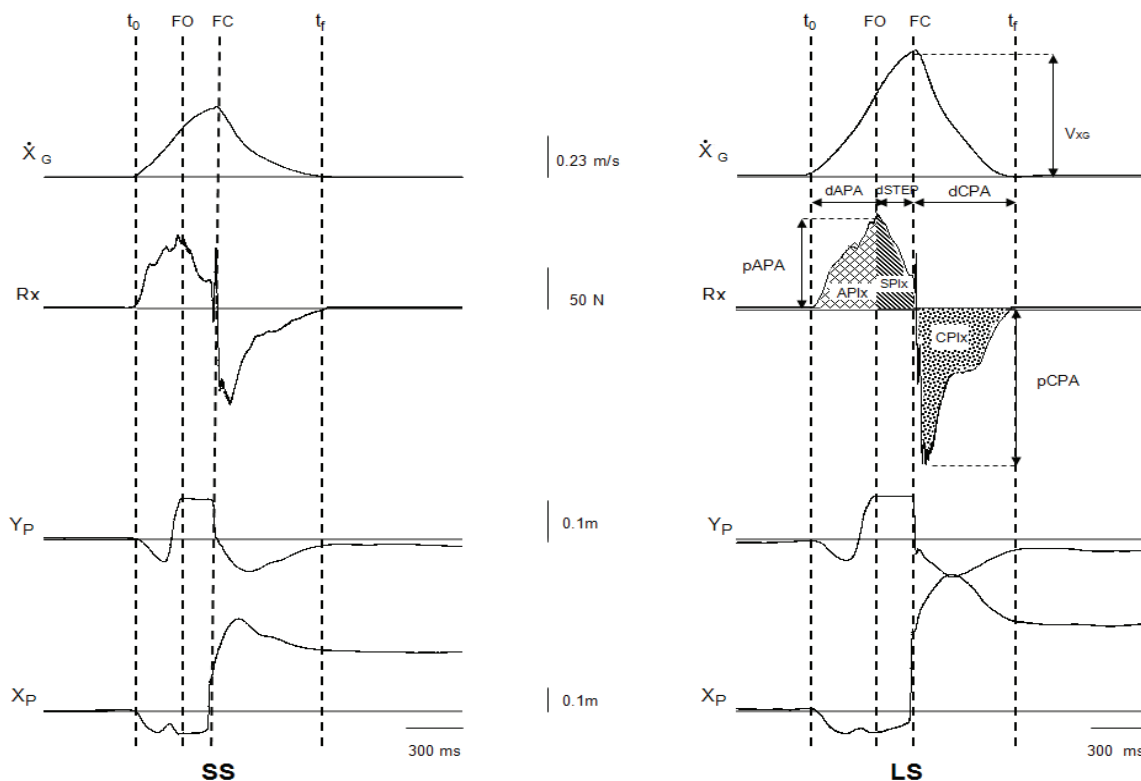


Figure (3-1). Présentation des variables expérimentales obtenues pour les deux conditions. Le « Petit pas » (SS = Short Step) est défini avec une longueur de pas correspondant à la longueur du pied du sujet et le « grand pas » (LS = Long Step) correspond à une longueur de deux pieds. Les pas sont effectués à vitesse maximale.

Signification des symboles : voir légende Figure(2-2).

La caractérisation du simple pas est obtenue grâce aux décours temporels de la figure 3-1 qui représentent les variations autour de zéro des variables cinétiques globales. L'allure générale des tracés est la même, quelle que soit la condition expérimentale .Figure (3-1).

X_G correspond à la vitesse du centre de gravité, calculée en intégrant la courbe de la force de réaction par rapport au temps. R_x , correspond à la composante antéro-postérieure de la résultante globale des forces de réaction ; Y_p et X_p représentent les déplacements antéro-postérieur et latéral du centre des pressions. Ils se présentent comme des variations monotones, dont le signe évolue en fonction du temps de façon caractéristique pour chacune des grandeurs biomécaniques correspondant à l'exécution du pas compris entre les deux lignes verticales FO (Foot-Off) et FC (Foot-contact).

On constate l'existence de phénomènes dynamiques anticipateurs, qui sont les Ajustements Posturaux Anticipateurs (APA) et de phénomènes dynamiques consécutifs, désignés sous le terme d'Ajustements Posturaux Consécutifs (CPA).

On remarque, en début de mouvement, une force de réaction positive importante suivant l'axe antéro-postérieur (R_x), ce qui correspond, à la masse près, à une accélération vers l'avant et vers le haut du centre de gravité général du corps. Cette phase correspond à la phase des APAs, jusqu'au FO et à la phase d'exécution du Pas (STEP). En revanche, la force de réaction négative importante suivant l'axe antéro-postérieur (R_x), qui intervient au moment du FC correspond, à la masse près, à une décélération vers l'avant et vers le bas du centre de gravité général du corps. Cette phase négative après FC, contient les CPAs et ce jusqu'au retour de R_x à zéro au point (t_f). En ce qui concerne la vitesse du centre de gravité, celle-ci présente donc un maximum. Le pic de vitesse ainsi défini, correspond au point (FC) sur R_x . Le Centre de gravité est ainsi soumis à une accélération dès l'apparition des APA puis à une décélération et ce jusqu'à la cessation des CPA. Par ailleurs, lorsque l'état d'équilibre final est atteint, c'est à dire après la cessation des CPA, l'accélération et la vitesse du centre de gravités sont nulles.

Si on examine le déplacement du centre des pressions (X_p et Y_p), on constate au signe près une grande similitude avec le décours des forces de réaction, donc avec l'accélération et la décélération du centre de gravité. En effet, X_p et Y_p sont, globalement tout au long de l'enregistrement, en opposition de phase par rapport à R_x .

L'allure des tracés est reproductible pour un même sujet, d'une condition à l'autre, ainsi-que d'un sujet à l'autre. Cette reproductibilité est la marque d'une organisation précise, qui s'exprime dans la mise en jeu coordonnée des divers segments du membre mobilisé et du support postural. Elle permet de mesurer sur ces courbes des indices de forme pertinents.

III.2.Effet de la vitesse de progression sur les paramètres biomécaniques

III.2.1.Durées et pics des APA, STEP et CPA

III.2.1.1. Durées et pic de la phase d'exécution du Pas (STEP)

Les résultats confirment que la durée du pas est plus longue lorsque l'on passait du «Petit pas» au «Grand pas». La différence entre la durée du «Petit pas» et du «Grand pas» est significative avec un $F(1,9)= 13.337$, ($p= 0.002$)* . La vitesse du pas est également plus élevée pendant le «Grand pas» avec un $F(1,9)= 66.997$, ($p= 0.0001$)*. Ainsi la différence entre le pic du « Petit pas » et le « Grand pas » est significatives avec le $F(1,9)=19.340$, ($p= 0.0001$)*. Tableau (3-1)

	V_{XCOG} (m/s)	dSTEP (s)	pSTEP (N)
SS	0.41 (0.08)	0.19 (0.02)	86.82 (19.56)
LS	0.70 (0.07)	0.25 (0.05)	126.23 (20.51)
F(1,9)	66.997* (p=0.0001)	13.337* (p=0.002)	19.340* (p=0.0001)

Tableau (3-1). Durée et pic pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) le long de l'axe de progression (Rx). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{XCOG} : Pic de vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dSTEP : Durée de la phase d'exécution du pas

pSTEP : Pic d'amplitude de la phase d'exécution du pas sur l'axe de progression

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.2.1.2. Durées et pics des Ajustements Posturaux Anticipateurs (APAs)

Les Résultats montrent qu'il y a une différence significative entre la durée des APA du «Petit pas» et du « Grand pas » avec un $F=4.396$, ($p=0.050$)* et également une différence significative entre le pic des APA pour le « Petit pas » et le « Grand pas » avec les valeurs de $F= 14.493$, ($p=0.001$)*. La différence entre la vitesse du COG du « Petit pas » et du « Grand pas » est significative avec les valeurs de $F=66.997$, ($p=0.0001$)*. Tableau (3-2)

	V_{xCOG} (m/s)	dAPA (s)	pAPA (N)
SS	0.41 (0.08)	0.335 (0.056)	81.47 (17.65)
LS	0.70 (0.07)	0.399 (0.075)	113.8 (20.24)
F(1,9)	66.997* ($p=0.0001$)	4.396* ($p=0.050$)	14.493* ($p=0.001$)

Tableau (3-2). La durée et pic d'APA pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) le long de l'axe de progression (R_x). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{xCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dAPA : Durée des ajustements posturaux anticipateurs

pAPA : Pic des ajustements posturaux anticipateurs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.2.1.3. Durées et pics des Ajustement Posturaux Consécutifs (CPAs).

Les résultats du tableau (3-3) montrent une différence non significative entre la durée des CPA du «Petit pas» et du «Grand pas» avec un $F= 0.134$, ($p=0.719$)°. Cependant il existe une différence significative entre le pics des CPA du «Petit pas» et du «Grand pas» avec un $F=31.804$, ($p= 0.0001$)*. La différence entre la vitesse du COG du «Petit pas » et du « Grand pas » est significative avec les valeurs de $F=66.997$, ($p=0.0001$)* .

	V_{XCOG} (m/s)	dCPA (s)	pCPA (N)
SS	0.41 (0.08)	0.744 (0.158)	118.46 (41.40)
LS	0.70 (0.07)	0.724 (0.089)	233.27 (49.30)
F(1,9)	66.997* (p=0.0001)	0.134° (p=0.719)	31.804* (p=0.0001)

Tableau (3-3). La durée et pic des CPA pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS), le long de l'axe de progression (R_x).

(SS): Petit pas (Short Step)

(LS): Grand pas (Long Step)

V_{XCOG} : Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dCPA : Durée des ajustements posturaux consécutifs

pCPA: Pic des ajustements posturaux consécutifs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.3. Impulsions des APA, STEP, BPI, et CPA

Le tableau (3-4) montre les impulsions perturbatrices d'API, SPI, BPI et CPI qui sont respectivement la surface d'APA, STEP et CPA sur la courbe de la force (Rx).

Ces résultats montrent qu'il existe une différence significative entre la surface d'API du « Petit pas » et du « Grand pas » avec un $F= 19.689$, ($p=0.0001$)*. Ce résultat apparaît logique car les valeurs de la durée et du pic d'APA étaient augmentés avec la longueur du Pas. Le résultat est présent dans le tableau (3-1). Ces résultats également démontrent une différence significative entre la surface de SPI du « Petit pas » et du « Grand pas » avec un $F=13.980$, ($p=0.002$)*, mais la différence entre les surfaces d'API et SPI étaient non significatives pour le Petit pas avec un $F=3.751$, ($p=0.0069$)*, ainsi que pour le Grand pas avec un $F= 0.120$, ($p=0.734$)*.

Les valeurs de la surface de BPI (SPI+API) montrent une différence significative entre « Petit pas » et « Grand pas » avec les valeurs de $F=20.410$, ($p=0.0001$)*. Ceci se justifie si l'on considère les deux différences significatives d'API et SPI.

Les résultats de la surface de CPI confirment également une différence significative entre « Petit pas » et « Grand pas » avec un $F=20.183$, ($p=0.0001$)*, ce qui est possible avec la différence significative obtenue pour les valeurs du Pic des CPA, présentées dans le tableau (3-3).

Les résultats intéressants sont la différence entre la surface de BPI et CPI qui n'est pas significative pour le « Petit pas » avec un $F=0.174$, ($p=0.682$)°, et pour le « Grand pas » avec un $F=0.079$, ($p=0.781$)°. Cela implique, que les deux surfaces du mouvement (BPI) et d'équilibre après la fin du mouvement (CPI) sont égales. Ces résultats seront discutés de manière détaillée dans la partie discussion.

	API (kg.m/s)	SPI (kg.m/s)	Δ(SPI-API) (kg.m/s)	BPI (kg.m/s)	CPI (kg.m/s)	Δ(CPI-BPI) (kg.m/s)
SS	14.95 (3.551)	11.65 (4.041)	F=3.751° (p=0.069)	26.602 (7.144)	27.953 (7.355)	F=0.174° (p=0.682)
LS	22.76 (4.283)	23.90 (9.535)	F=0.120° (p= 0.734)	46.661 (12.087)	48.192 (12.200)	F=0.079° (p=0.781)
F(1,9)	19.689* (p=0.0001)	13.980* (p=0.002)		20.410* (p=0.0001)	20.183* (p=0.0001)	

Tableau (3-4). Impulsion API, SPI et CPI pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) le long de l'axe de progression (R_x).

(SS): Petit pas (Short Step)

(LS): Grand pas (Long Step)

API : Impulsion de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (APA) sur l'axe de progression

SPI : Impulsion de la phase du pas (STEP) sur l'axe de progression

Δ (SPI-API):La différence entre SPI et API sur l'axe de progression

BPI : Impulsion de la phase perturbateur de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre-Perturbateur sur l'axe de progression

Δ (CPI-BPI) : La différence entre CPI et BPI sur l'axe de progression

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.4. Les Corrélations

III.4.1. Les corrélations de la durée et du pic des CPA en fonction de la vitesse de COG

La figure (3-2) montre qu'il existe une corrélation faible entre la durée des CPA et la vitesse de COG pour le « Petit pas » et le « Grand pas » avec le $r=0.148$, ($p=0.532$)° .

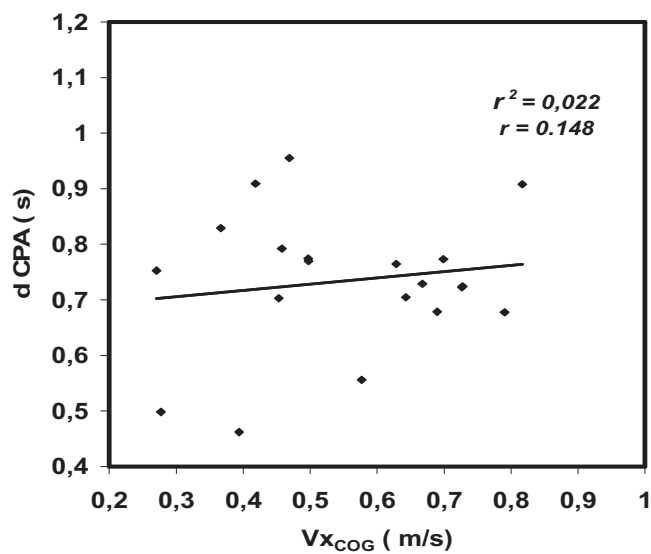


Figure (3-2). La corrélation entre dCPA et la V_{xCOG} pour les deux conditions expérimentales (N=20).

dCPA : Durée des ajustements posturaux consécutifs

V_{xCOG} : Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

Les résultats portés sur la figure (3-3) démontrent qu'il existe une corrélation entre la durée du CPA et la vitesse de COG pour le «Petit pas» et le «Grand pas» avec le $r = 0.720$, ($p=0.0001$)*.

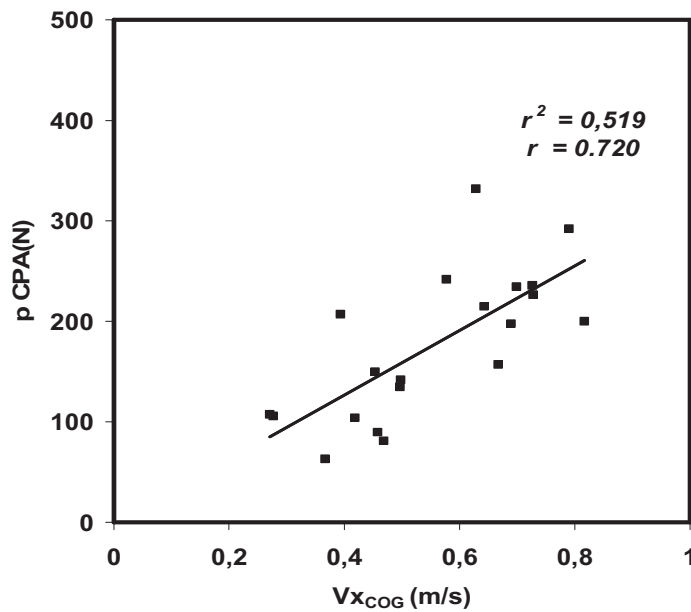


Figure (3-3). La corrélation entre pCPA et Vx_{COG} pour les deux conditions expérimentales. (N=20)

pCPA= Pic des ajustements posturaux Consécutifs

Vx_{COG} : Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

III.4.2. Les corrélations de la durée et du pic d'APA en fonction de la vitesse de COG

La figure (3-4) montre la corrélation linéaire entre la durée des APA et la vitesse de COG pour le « Petit pas » et le « Grand pas » avec le $r = 0.572$, ($p = 0.008$)*.

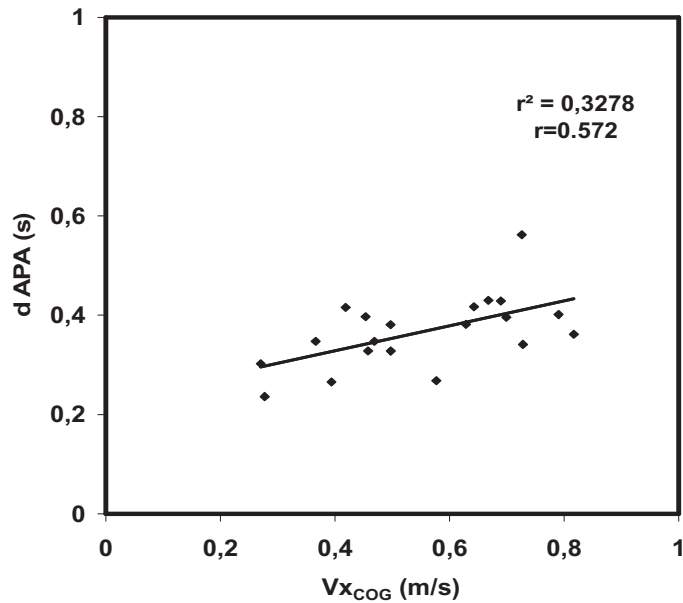


Figure (3-4). La corrélation entre d'APA et Vx_{COG} pour les deux conditions expérimentales. (N=20)

d'APA : Durée des ajustements posturaux anticipateurs

Vx_{COG} : Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

Egalement la figure (3-5) démontre la corrélation linéaire entre le Pic d'APA et la vitesse de COG pour le « Petit pas » et le « Grand pas » avec le $r = 0.707$, ($p = 0.0001$)*.

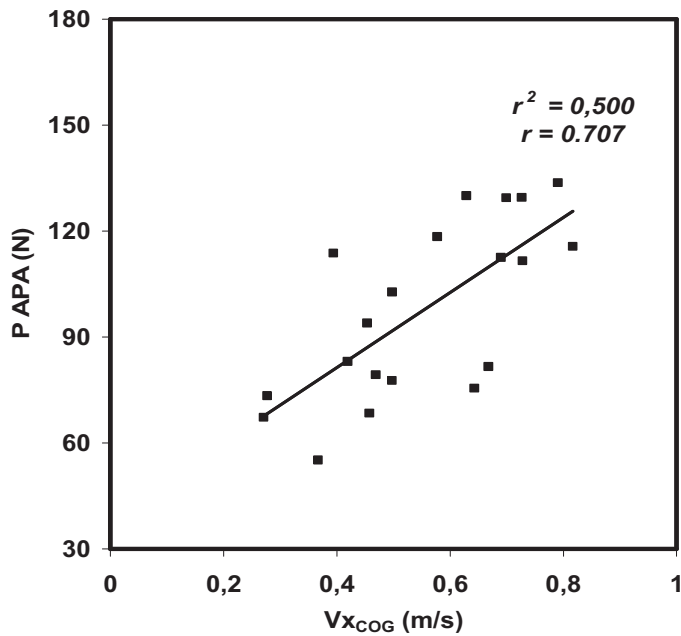


Figure (3-5). La corrélation entre le pAPA et $V_{x\ COG}$ pour les deux conditions expérimentales. (N=20)

pAPA: Pic des ajustements posturaux anticipateurs

$V_{x\ COG}$: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

III.4.3. Les corrélations entre l'impulsion de BPI et CPI

La corrélation entre la surface de BPI et CPI pour le « Petit pas » et le « Grand pas » illustrée par la figure (3-6) démontre une forte corrélation linéaire avec $r=0.997$, ($p=0.0001$)*.

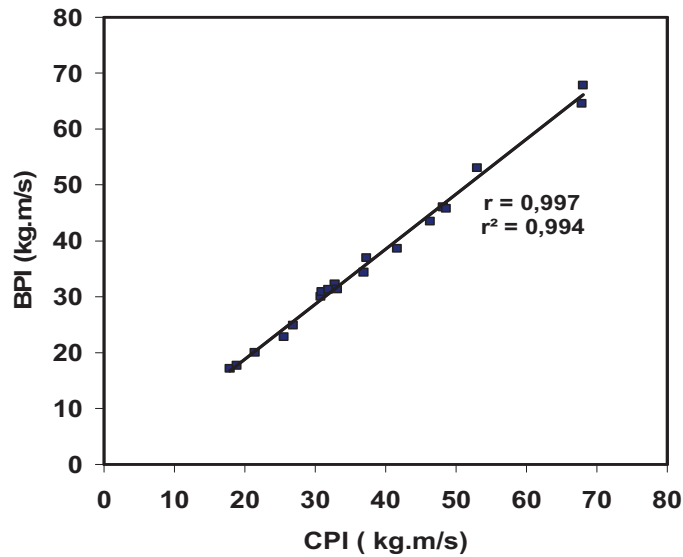


Figure (3-6). Les corrélations entre BPI et CPI pour les deux conditions expérimentales. (N=20)

BPI : Impulse de la phase perturbateur de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre – perturbateur sur l'axe de progression

III.5. Effet du Coefficient de Frottement

III.5.1. Effet de la vitesse de progression sur un sol en Téflon

III.5.1.1. Durée et pic de STEP sur le Téflon

Le résultat du tableau (3-5) montre une différence significative pour la durée du STEP entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le Téflon avec un $t = 10.583$, ($p = 0.001$)*. Il existe également une différence très significative pour le pic du STEP, entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le Téflon avec un $t = 5.973$, ($p = 0.001$)*. Ce tableau également confirme, que lorsque la durée du Pas est plus longue, la vitesse du COG est plus élevée avec le $t = 28.912$, ($p = 0.001$)*.

Téflon	V_{xCOG} (m /s)	dSTEP (s)	pSTEP (N)
SS	0.30 (0.12)	0.23 0.07	83.87 11.91
LS	0.59 (0.14)	0.31 0.07	125.22 17.48
t (1,6)	28.912* (p=0.001)	10.583* (0.001)	5.973* (0.001)

Tableau (3-5). La durée et pic de STEP pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Téflon, le long de l'axe de progression (R_x).

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{xCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dSTEP : Durée de la phase d'exécution du Pas

pSTEP : Pic d'amplitude de la phase d'exécution du Pas

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.1.2. Durée et pic des APAs sur le Téflon

Le résultat du tableau (3-6) montre une différence significative entre la durée d'APA de « Petit pas » et « Grand pas » sur le Téflon avec un $t= 7.141$, ($p=0.001$)*, et également une différence très significative entre le pic d'APA de « Petit pas » et « Grand pas » sur le Téflon avec un $t=6.514$, ($p=0.001$)*.

Ce tableau également confirme que la différence entre la vitesse du « Petit pas » et du « Grand pas » sur le Téflon, est significative avec un $t=28.912$, ($p=0.001$)*.

Téflon	V_{XCOG} (m /s)	dAPA (s)	pAPA (N)
SS	0.30 (0.12)	0.31 (0.05)	75.10 (14.34)
LS	0.59 (0.14)	0.40 (0.08)	118.99 (19.53)
t (1,6)	28.912* ($p=0.001$)	7.141* ($p=0.001$)	6.514* ($p=0.001$)

Tableau (3-6). La durée et pic d'APA entre les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Téflon, le long de l'axe de progression (Rx). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{XCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dAPA : Durée des ajustements posturaux anticipateurs

pAPA : Pic des ajustements posturaux anticipateurs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.1.3. Durée et pic des CPA sur le Téflon

Les résultats du tableau (3-7) montrent qu'il existe une différence non significative entre la durée de la CPA du «Petit pas» et du «Grand pas» sur le Téflon, avec un $t = 1.271$, ($p=0.251$)[°], mais il y a une différence significative entre le pic de CPA du «Petit pas» et du «Grand pas» avec un $t = 4.607$, ($p=0.04$)^{*}. Les résultats de la durée sont en accord avec le concept que le SNC essaie de récupérer l'équilibre le plus tôt possible pour un contrôle optimal avec un plus grand pic de la CPA.

Téflon	V_{XCOG} (m /s)	dCPA (s)	pCPA (N)
SS	0.30 (0.12)	0.68 (0.17)	118.21 (36.42)
LS	0.59 (0.14)	0.72 (0.16)	220.89 (74.76)
t (1,6)	28.912* ($p=0.001$)	1.271 [°] ($p=0.251$)	4.607* ($p=0.04$)

Tableau (3-7). La durée et pic de STEP pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Téflon le long de l'axe de progression (R_x). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{XCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dCPA : Durée des ajustement posturaux consécutifs

pCPA: Pic des ajustements posturaux consécutifs

[°] : $p > 0.05$ (non significative)

^{*} : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.2.Effet de la vitesse de progression sur un sol en Carrelage

III.5.2.1. Durée et pic de STEP sur le Carrelage

Les résultats du tableau (3-8) montrent une différence significative entre la durée du STEP entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le Carrelage avec un $t = 7.625$, ($p = 0.001$) *.

Les résultats montrent également une différence significative pour le pic du STEP, entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le Carrelage avec un $t = 4.696$, ($p = 0.003$)*. Ce tableau également confirme, que la durée du Pas était plus longue, lorsque la vitesse du COG était plus élevée.

Carrelage	V_{XCOG} (m /s)	dSTEP (s)	pSTEP (N)
SS	0.34 (0.10)	0.23 (0.06)	97.61 (31.87)
LS	0.61 (0.16)	0.30 (0.05)	131.18 (23.48)
t (1,6)	8.657* ($p = 0.001$)	7.625* ($p = 0.001$)	4.696* ($p = 0.003$)

Tableau (3-8). La durée et pic du STEP entre les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Carrelage le long de l'axe de progression (R_x).

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{XCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dSTEP : Durée de la phase d'exécution du Pas

pSTEP : Pic d'amplitude de la phase d'exécution du Pas

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.2.2. Durée et pic des APAs sur le Carrelage

Les résultats du tableau (3-9) montrent qu'il n'existe pas de différence significative entre durée d'APA de « Petit pas » et durée d'APA de « Grand pas » sur le « Carrelage » avec un $t = 1.637$, ($p = 0.153$)°. Cependant il existe une différence significative de pic d'APA entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le « Carrelage » avec un $t = 9.169$, ($p = 0.001$)*.

Ce tableau confirme également une différence significative entre la vitesse de petit pas et Grand pas sur le Carrelage avec un $t = 8.657$, ($p = 0.001$)*.

Cela veut dire, que malgré une vitesse du COG, augmentée, la durée d'APA n'est pas changée, contrairement aux valeurs du pic d'APA qui augmentent avec la vitesse du COG.

Carrelage	V_{xCOG} (m /s)	dAPA (s)	pAPA (N)
SS	0.34 (0.10)	0.32 (0.09)	85.23 (18.12)
LS	0.61 (0.16)	0.38 (0.07)	124.00 (20.93)
t (1,6)	8.657* ($p = 0.001$)	1.637° ($p = 0.153$)	9.169* ($p = 0.001$)

Tableau (3-9). La durée et pic d'APA entre les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Carrelage le long de l'axe de progression (R_x). ($p < 0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{xCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dAPA : Durée des ajustements posturaux anticipateurs

pAPA : Pic des ajustements posturaux anticipateurs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.2.3. Durée et pic des CPAs sur le Carrelage

Les résultats du tableau (3-10) démontrent une différence non significative entre la durée de CPA du «Petit pas» et du «Grand pas» avec $t = 1.050$, ($p=0.334$)*. Il existe une différence significative entre les pic des CPA du «Petit pas» et du «Grand pas» avec un $t = 7.589$, ($p=0.001$)*.

Carrelage	V_{XCOG} (m /s)	dCPA (s)	pCPA (N)
SS	0.34 (0.10)	0.55 (0.25)	144.60 (30.67)
LS	0.61 (0.16)	0.62 (0.20)	270.65 (63.60)
t (1,6)	8.657* ($p=0.001$)	1.050° ($p=0.334$)	7.589* ($p=0.001$)

Tableau (3-10). La durée et pic des CPA entre les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Carrelage le long de l'axe de progression (R_x). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{XCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dCPA : Durée des ajustement posturaux consécutifs

pCPA: Pic des ajustements posturaux consécutifs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.3.Comparaison entre Téflon et Carrelage

III.5.3.1. Durées et pic du STEP entre Carrelage et Téflon

Le tableau (3-11) montre qu'il n'y a pas un effet de la longueur du pas sur la durée de STEP du sol en carrelage et téflon avec le $F=0.219^\circ$ mais il y a l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=119.110^*$. Par rapport de ce tableau il n'y a pas d'interaction entre amplitude et frottement. En Plus il n'y pas un effet de la longueur sur le pic STEP avec le $F=1.508^\circ$ mais l'effet du frottement est bien significative pendant le SS et LS avec le $F=80.666^*$. L'interaction entre l'amplitude et du frottement pour le pic de STEP n'est pas significative aussi.

		V_{xCOG} (m /s)	dSTEP (s)	pSTEP (N)
SS / LS	F p	194.085* (0.001)	0.219° (0.656)	1.508° (0.265)
Téflon / Carrelage	F p	4.139° (0.088)	119.110* (0.001)	80.666* (0.001)
Interaction Amplitude/ Frottement	F p	0.906° (0.378)	0.755° (0.418)	0.470° (0.519)

Tableau (3-11). La durée et pic de STEP entre le Téflon et Carrelage pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur l'axe de progression (Rx). ($p < 0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{xCOG}: Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dSTEP : Durée de la phase d'exécution du Pas

pSTEP : Pic d'amplitude de la phase d'exécution du Pas

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.3.2. Durées et pics des APAs entre Carrelage et Téflon

Le tableau (3-12) montre qu'il y a un effet de la longueur du pas sur la durée d'APA du sol en carrelage et téflon avec le $F=15.251$ mais il n'y a pas l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=0.042$. Par rapport de ce tableau il n'y a pas d'interaction entre amplitude et frottement. En Plus il y a un effet de la longueur du pas sur le pic d'APA avec le $F=66.931$ mais l'effet du frottement n'est pas significative pendant le SS et LS avec le $F=2.499^\circ$ sur le pic d'APA. L'interaction entre l'amplitude et du frottement pour le pic d'APA n'est pas significative aussi.

		V_{xCOG} (m /s)	dAPA (s)	pAPA (N)
SS / LS	F p	194.085* (0.001)	15.251* (0.008)	66.931* (0.001)
Téflon / Carrelage	F p	4.139° (0.088)	0.042° (0.844)	2.499° (0.165)
Interaction Amplitude/ Frottement	F p	0.906° (0.378)	1.944° (0.213)	1.069° (0.341)

Tableau (3-12). La durée et pic d'APA entre Téflon et Carrelage pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) entre Téflon et Carrelage sur l'axe de progression (R_x). ($p < 0.05$)

(SS): Petit pas (Short Step)

(LS): Grand pas (Long Step)

V_{xCOG} : Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dAPA : Durée des ajustements posturaux anticipateurs

pAPA : Pic des ajustements posturaux anticipateurs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.3.3. Les durées et les pics de CPA entre «Carrelage» et «Téflon»

Le tableau (3-13) montre qu'il n'y a pas un effet de la longueur du pas sur la durée de CPA du sol en carrelage et téflon avec le $F=3.029$ mais il y a l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=6.276^*$. Par rapport de ce tableau il n'y a pas d'interaction entre amplitude et frottement pendant la durée de CPA. En Plus il y a un effet de la longueur du pas sur le pic de CPA avec le $F=38.809^*$ et un effet du frottement qui est significative pendant le SS et LS avec le $F=7.778^*$ sur le pic de CPA. L'interaction entre l'amplitude et du frottement pour le pic d'APA n'est pas significative aussi.

		V_{xCOG} (m /s)	dCPA (s)	pCPA (N)
SS / LS	F p	194.085* (0.001)	3.029° (0.132)	38.809* (0.001)
Téflon / Carrelage	F p	4.139° (0.088)	6.276* (0.046)	7.778* (0.032)
Interaction Amplitude/ Frottement	F p	0.906° (0.378)	0.108° (0.754)	2.773° (0.147)

Tableau (3-13). La durée et pic des CPA entre le Téflon et Carrelage pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur l'axe de progression (R_x).

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

V_{xCOG} : Vitesse de centre de gravité sur l'axe de progression

dCPA : Durée des ajustement posturaux consécutifs

pCPA: Pic des ajustements posturaux consécutifs

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

En plus, les résultats individuels des sujets montrent une différence systématique entre ces deux sols par rapport aux valeurs de la durée des CPA .Cette durée est supérieure pour le Téflon par rapport le Carrelage.

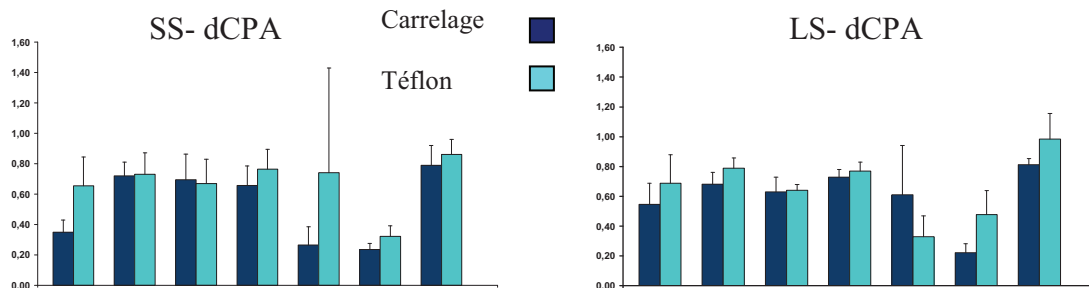


Figure (3-7) .La différence entre dCPA du Téflon et Carrelage pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS).

SS: Petit pas (Short Step)
 LS: Grand pas (Long Step)
 dCPA : Durée de la phase des ajustements posturaux consécutifs

Egalement comme il est montré sur la figure (3-8), les résultats individuels des sujets montrent une différence systématique entre ces deux sols par rapport aux valeurs de pic des CPA .Cette valeur est supérieure pour le Carrelage par rapport le Téflon.

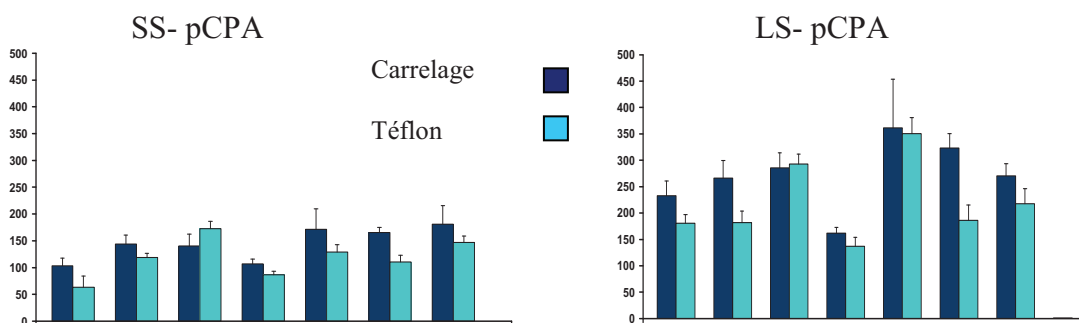


Figure (3-8) .La différence entre pCPA du Téflon et Carrelage pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS).

SS: Petit pas (Short Step)
 LS: Grand pas (Long Step)
 pCPA : Pic de la phase des ajustements posturaux consécutifs

III.5.4 Impulsions sur Téflon et Carrelage

III.5.4.1. Impulsions des APA , STEP, BPI et CPA sur le Téflon.

Le tableau (3-14) montre les impulsions d'API, SPI, BPI et CPI qui sont représentées respectivement par les surfaces d'APA, STEP, (APA+STEP) et CPA sur le Téflon et le long de l'axe de progression de R_x .

Ces résultats confirment une différence significative entre l'impulsion d'API du « Petit pas » et du « Grand pas » avec un $t = 7.940$, ($p=0.001$)*, sur le Téflon et une différence significative entre la surface de SPI de « Petit pas » et « Grand pas » avec un $t = 4.252$, ($p=0.005$)*.

De plus, les valeurs de l'impulsion de BPI (SPI+API) montrent une différence significative entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le Téflon avec les valeurs de $t = 6.462$, ($p=0.001$)*, et une différence significative entre l'impulsion de CPI de SS et LS avec le $t = 7.692$, ($p=0.001$)*.

Egalement la différence entre la surface de BPI et CPI n'est pas significative pour le « Petit pas » avec un $t = 1.407$, ($p=0.209$)°, et pour le « Grand pas » avec un $t = 1.881$, ($p=0.109$)°. Cela implique, que les deux surfaces du mouvement (BPI) et l'équilibre après la fin du mouvement (CPI) sont égales. Ces résultats seront discutés de manière détaillée dans la partie discussion.

Téflon	API (kg.m/s)	SPI (kg.m/s)	BPI (kg.m/s)	CPI (kg.m/s)	Δ(CPI-BPI) (kg.m/s)
SS	9.86 (2.86)	11.66 (5.64)	21.52 (6.80)	26.90 (12.90)	t = 1.407° (p=0.209)
LS	19.36 (3.99)	25.87 (12.50)	45.25 (13.04)	51.31 (20.65)	t = 1.881° (p=0.109)
t (1.6)	7.940 (0.001)*	4.252 (0.005)*	6.462 (0.001)*	7.692 (0.001)*	

Tableau (3-14). Impulsion API, SPI et CPI pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Téflon, le long de l'axe de progression (R_x). ($p < 0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

API : Impulsion de la phase des ajustements posturaux anticipateurs (APA) sur l'axe de progression

SPI : Impulsion de la phase du pas (STEP) sur l'axe de progression

BPI : Impulsion de la phase perturbatrice de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre – perturbateur de balance sur l'axe de progression

Δ (CPI- BPI) : La différence entre CPI et BPI sur l'axe de progression

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.5.4.2. Impulsions des APA, STEP, BPI et CPA sur le Carrelage.

Le tableau (3-15) montre les impulsions d'API, SPI, BPI et CPI qui sont représentées respectivement par les surfaces d'APA, STEP, (APA+STEP) et CPA sur le Carrelage et le long de l'axe de progression de R_x .

Ces résultats confirment une différence significative entre l'impulsion d'API du « Petit pas » et du « Grand pas » avec un $t = 5.880$, ($p=0.001$)*, sur le Carrelage et une différence significative entre la surface de SPI de « Petit pas » et « Grand pas » avec un $t = 5.807$, ($p=0.001$)*.

De plus, les valeurs de l'impulsion de BPI (SPI+API) montrent une différence significative entre « Petit pas » et « Grand pas » sur le Teflon avec les valeurs de $t = 8.081$, ($p=0.001$)*, et une différence significative entre l'impulsion de CPI de SS et LS avec le $t = 5.836$, ($p=0.001$)*.

Egalement la différence entre la surface de BPI et CPI n'est pas significative pour le « Petit pas » avec un $t = 0.849$, ($p=0.428$)°, et pour le « Grand pas » avec un $t = 1.921$, ($p=0.103$)°. Cela implique, que les deux surfaces du mouvement (BPI) et l'équilibre après la fin du mouvement (CPI) sont égales. Ces résultats seront discutés de manière détaillée dans la partie discussion.

Carrelage	API (kg.m/s)	SPI (kg.m/s)	BPI (kg.m/s)	CPI (kg.m/s)	Δ(CPI- BPI) (kg.m/s)
SS	12.66 (4.48)	12.68 (6.41)	25.34 (9.27)	27.30 (13.64)	t =0.849° (p=0.428)
LS	21.14 (7.40)	25.20 (11.41)	46.34 (14.85)	51.95 (21.74)	t =1.921° (p=0.103)
t (1,6)	5.880* (0.001)	5.807* (0.001)	8.081* (0.001)	5.836* (0.001)	

Tableau (3-15). Impulsion API, SPI et CPI pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Carrelage, le long de l'axe de progression (Rx). (p<0.05)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

API : Impulsion d'APA sur l'axe de progression

SPI : Impulsion de la phase du pas (STEP) sur l'axe de progression

BPI : Impulsion de la phase perturbatrice de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre – perturbateur de balance sur l'axe de progression

Δ (CPI- BPI) : La différence entre CPI et BPI sur l'axe de progression

° : p > 0.05 (non significative)

* : p ≤ 0.05 (significative)

III.5.4.3. Les surfaces (Impulsions perturbatrices) des APA, STEP et CPA entre Carrelage et Téflon.

Le tableau (3-16) montre qu'il y a un effet de la longueur du pas sur l'impulsion d'API du sol en carrelage et téflon avec le $F=55.652$, ($p=0.001$)* mais il n'y pas l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=3.655$,($p=0.104$)°. Par rapport de ce tableau il n y a pas d'interaction entre amplitude et frottement sur l'impulsion d'API avec le $F=0.853$,($p=0.391$)°. En Plus il y a un effet de la longueur du pas sur l'impulsion d'SPI du sol en carrelage et téflon avec le $F=25.920$, ($p=0.002$)* mais il n'y pas l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=0.043$, ($p=0.842$) °. Par rapport de ce tableau il n y a pas d'interaction entre amplitude et frottement sur l'impulsion d'SPI avec le $F=0.697$, ($p=0.436$) °.

Ce tableau montre également qu'il y a un effet de la longueur du pas sur l'impulsion d'BPI du sol en carrelage et téflon avec le $F=57.443$, ($p=0.001$)* mais il n'y pas l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=2.693$,($p=0.153$)°. Par rapport de ce tableau il n y a pas d'interaction entre amplitude et frottement sur l'impulsion d'BPI avec le $F=1.315$, ($p=0.295$) °. Par rapport de ce tableau il y a un effet de la longueur du pas sur l'impulsion d'CPI du sol en carrelage et téflon avec le $F=47.945$, ($p=0.001$)* mais il n'y pas l'effet du frottement pendant le SS et LS avec le $F=0.221$, ($p=0.655$)°. Par rapport de ce tableau il n y a pas d'interaction entre amplitude et frottement sur l'impulsion d'CPI avec le $F=0.011$, ($p=0.921$)°.

		API (kg.m/s)	SPI (kg.m/s)	BPI (kg.m/s)	CPI (kg.m/s)
SS/LS	F P	55.652* (0.001)	25.920* (0.002)	57.443* (0.001)	47.945* (0.001)
Teflon / Carrelage	F P	3.655° (0.104)	0.043° (0.842)	2.693° (0.152)	0.221° (0.655)
Interaction Amplitude/ Frottement	F P	0.853° (0.391)	0.697° (0.436)	1.315° (0.295)	0.011° (0.921)

Tableau (3-16). Impulsion API, SPI et CPI pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) entre Téflon et Carrelage, le long de l'axe de progression (Rx). (p<0.05)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

API : Impulsion d'APA sur l'axe de progression

SPI : Impulsion de la phase du pas (STEP) sur l'axe de progression

BPI : Impulsion de la phase perturbatrice de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre – perturbateur de balance sur l'axe de progression

° : p > 0.05 (non significative)

* : p ≤ 0.05 (significative)

III.5.5. Les corrélations pour le Téflon et Carrelage

III.5.5.1. Les corrélations entre BPI et CPI sur le Téflon et Carrelage

La figure (3-9) montre qu'il existe une corrélation linéaire entre la surface de BPI et CPI Pour le « Petit pas » et le « Grand pas » avec un $r=0.97$, ($p=0.0001$)*, sur le sol en Carrelage.

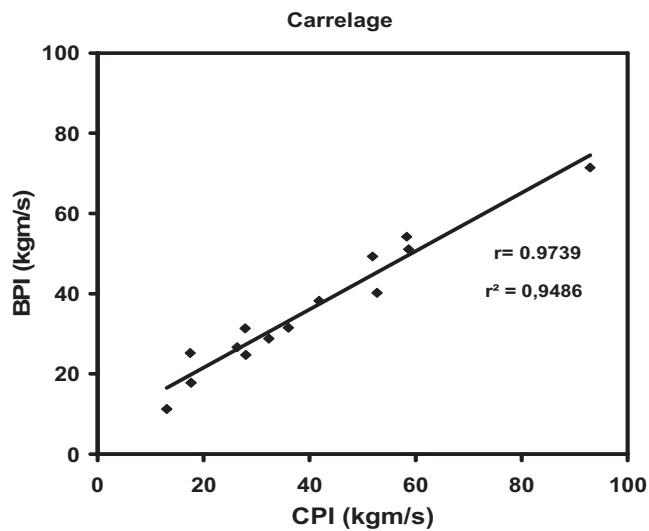


Figure (3-9). La corrélation entre impulsion de BPI et CPI pour les conditions expérimentales de (SS) et (LS) sur le Carrelage. (N=14)

BPI : Impulsion de la phase perturbatrice de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre- perturbatrice de balance sur l'axe de progression

Egalement la figure (3-10) montre la corrélation linéaire entre le Pic d'APA et la vitesse de COG pour le « Petit pas » et le « Grand pas » avec un $r=0.91$, ($p=0.0001$), sur le sol en Téflon

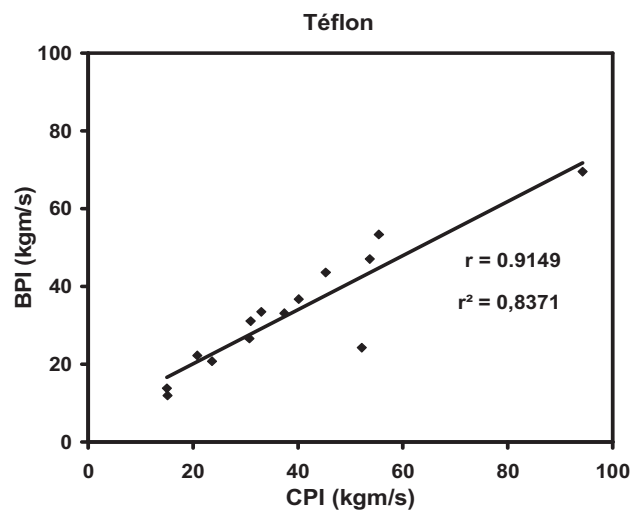


Figure (3-10) La corrélation entre impulsion de BPI et CPI pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) sur le Téflon. (N=14)

BPI : Impulsion de la phase perturbatrice de balance sur l'axe de progression

CPI : Impulsion de la phase contre- perturbatrice de balance sur l'axe de progression

III.6. Décours du rapport d'adhérence (μ)

L'effet de l'adhérence sur la réalisation d'un pas simple a été réalisé, afin de caractériser la prise en compte par le SNC des contraintes environnementales dans le contrôle moteur.

Le rapport d'adhérence le long de l'axe antéro-postérieur (μ_x) et médio-Latéral, a été défini en fonction de $[\mu_x = R_x/R_z]$, $[\mu_y = R_y/R_z]$ et également le $\mu_h = [R/R_z]$ sachant que :

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

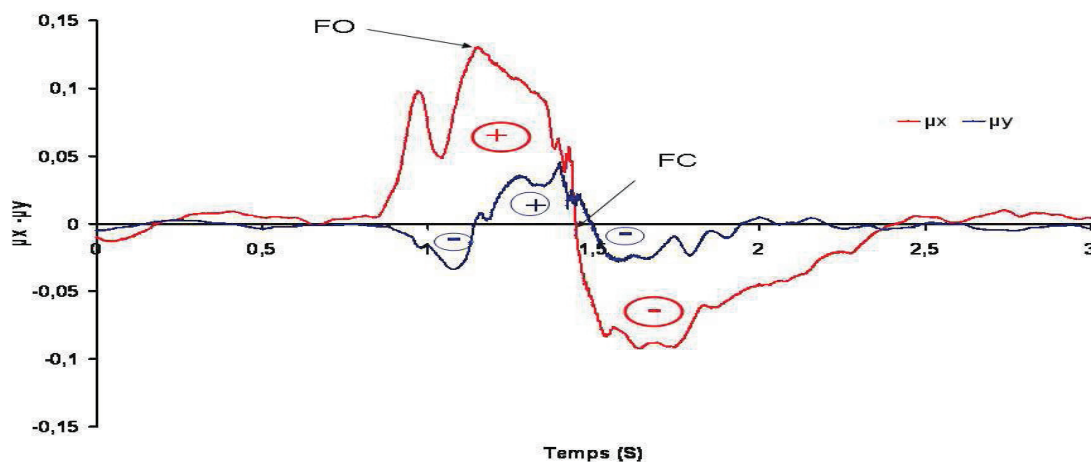


Figure (3-11) . Décours temporel de μ_x et μ_y

μ_x = Décours de rapport d'adhérence sur l'axe de progression

μ_y = Décours de rapport d'adhérence sur l'axe medio-latéral

FC = Point de levé du pied (Foot Off)

FO = Point de posé du pied (Foot Contact)

Les résultats présentés dans cette partie sont ceux de l'adhérence de μ_x en comparaison d'avec les forces de réaction du sol. Les résultats ont permis de mettre en évidence l'influence des caractéristiques de glissance des surfaces d'appui sur la réalisation d'un pas simple et l'organisation posturo-dynamique. Le rapport des variations instantanées entre les forces tangentielles et la force normale exprime le frottement généré entre le pied du sujet et la surface d'appui engendré par la dynamique posturale au cours de la tâche de simple pas. 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 coefficient de frottement statique. En effet, 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 coefficient de frottement.

III.6.1. Décours du rapport d'adhérence sur l'axe Antéropostérieur (μ_x)

Le rapport d'adhérence sur l'axe antéro –postérieur affiche un profil de temps similaire à la force antéro-postérieure R_x , et les valeurs de pics positifs et négatifs se produisent dans le même temps, c'est-à-dire à FO et juste après FC.

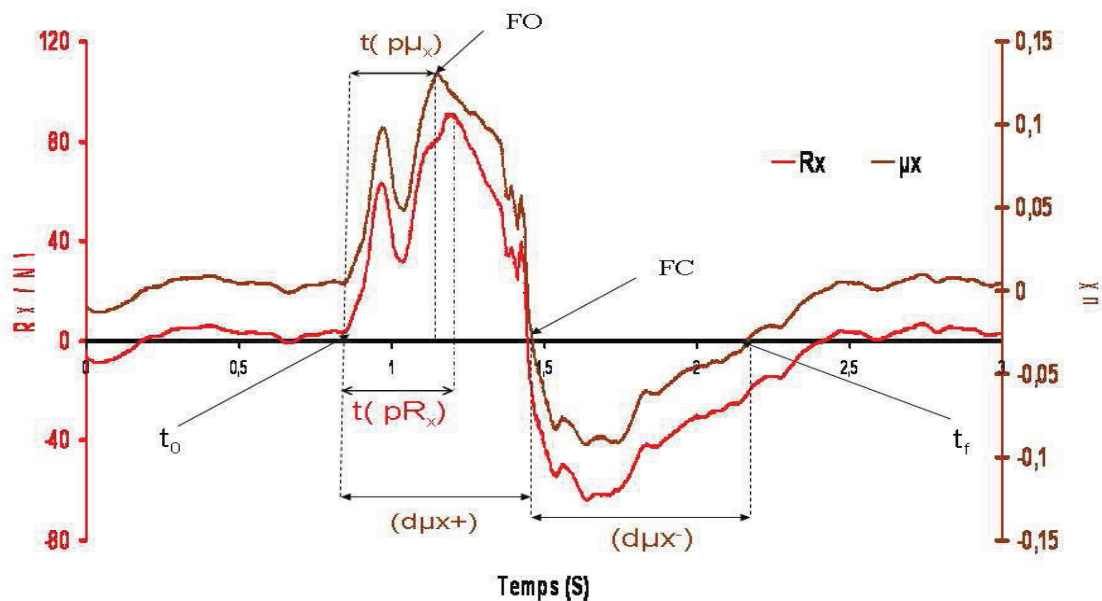


Figure (3-12). Décours temporel de μ_x et R_x

t_0 = Début du Pas

μ_x = Décours de rapport d'adhérence sur l'axe de progression

R_x = La force de réaction sur l'axe de progression

FC = Point de levé du pied (Foot Off)

FO = Point de posé du pied (Foot Contact)

$t(p\mu_x)$ = Date de pic μ_x

$t(pR_x)$ = Date de pic R_x

$(d\mu_x^+)$ = Durée de la phase positive de μ_x

$(d\mu_x^-)$ = Durée de la phase négative de μ_x

Les résultats du tableau (3-17) montrent que lorsque la longueur du pas est augmentée, la vitesse de progression est plus élevée, (ce qui confirme la situation plus perturbatrice due «Grand pas» par rapport au «Petit pas»). De plus , les valeurs des pics positifs et négatifs de μ_x [$(p\mu_x^+)$ et $(p\mu_x^-)$] entre «Petit pas» et «Grand pas» , sont significativement différentes avec un $F=52,5$, $p=(0.001)^*$, pour la phase positive et pour le «Grand pas» $F=56.32$, $p= (0.0001)^*$.

	$p\mu_x^+$ (N)	$p\mu_x^-$ (N)	$\Delta(p\mu_x)$ (N)
SS	0,13 (0,02)	0,18 (0,02)	F=8,64* (p=0,009)
LS	0,15 (0,02)	0,26 (0,04)	F=35,13* (p= 0,001)
F(1,9)	52,5* (p=0,001)	56,32* (p=0,001)	

Tableau (3-17). Pics positif et négatif de μ_x et le Δ pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS), le long de l'axe de progression (R_x). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

$(p\mu_x^+)$: Pic μ_x positif

$(p\mu_x^-)$: Pic μ_x négatif

$\Delta(p\mu_x)$: La différence entre pic μ_x positif et négatif

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

Le tableau (3-18) Compare le rapport d'adhérence sur l'axe antéropostérieur et la force de réaction du sol sur le même axe .Ces résultats démontrent que les latences d'apparition des pics positifs $t(\mu_x^+)$ et $t(\mu_x^-)$ entre «Petit pas» et «Grand pas» sont significativement différentes avec un $F=6.87$, $p=(0.017)^*$ et $F=4.785$, $p=(0.042)^*$ respectivement pour le (μ_x^+) et le (R_x^+) ,contrairement à celles des pics négatifs avec un $F=0.362$, $P=(0.555)^\circ$ et $F=4.21$, $P=(0.055)^\circ$ respectivement pour le (μ_x^-) et le (R_x^-) .

Le tableau (3-18) montre également que le $[\Delta(t(p\mu_x))]$ qui est la différence entre les dates des pics positifs $t(p\mu_x^+)$ et négatifs $t(p\mu_x^-)$ était significatif avec des valeurs de $F(1,9)=29,99$,($p= 0,001$)* et $F(1,9)=85,98$, ($p=0,001$)*, respectivement pour le «Petit pas» et le «Grand pas» . Les résultats sont également significatifs pour les valeurs de $[\Delta(t(p R_x))]$ qui est la différence entre les dates des pics positifs $t(p R_x^+)$ et $t(p R_x^-)$ avec pour le «Petit pas» un $F(1,9)=67,01$,($p=0,001$)* et le «Grand pas» un $F(1,9)=141,20$,($p=0,001$)*.

	$t(p\mu_x^+)$ (s)	$t(p\mu_x^-)$ (s)	$\Delta(t(p\mu_x))$ (s)	$t(pR_x^+)$ (s)	$t(pR_x^-)$ (s)	$\Delta(t(pR_x))$ (s)
SS	0,33 (0,12)	0,12 (0,02)	F=29,99* (p= 0,001)	0,35 (0,09)	0,11 (0,03)	F=67,01* (p=0,001)
LS	0,47 (0,11)	0,11 (0,06)	F=85,98* (p=0,001)	0,44 (0,09)	0,09 (0,01)	F=141,20* (p=0,001)
F (1,9)	6,87* (p=0,017)	0,362° (p=0,555)		4,785* (p=0,042)	4,21° (p=0,055)	

Tableau (3-18). Date des pics de μ_x et R_x positif et négatif pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) le long de l'axe de progression (R_x). ($p<0.05$)

SS: Petit pas (Short Step)

LS: Grand pas (Long Step)

$t(\mu_x^+)$: Date de pic μ_x positif

$t(\mu_x^-)$: Date de pic μ_x négatif

$\Delta(t(p\mu_x))$: Différence entre date de pic μ_x positif et négatif

$t(pR_x^+)$: Date de pic R_x

$t(pR_x^-)$: Date de pic R_x

$\Delta(t(pR_x))$: Différence entre la date de pic R_x positif et négatif

° : $p > 0.05$ (non significative)

*: $p \leq 0.05$ (significative)

Le tableau (3-19) montre les valeurs de la durée des μ_x , positif ($d\mu_x^+$) et négatif ($d\mu_x^-$), pour le « Petit pas » et le « Grand pas ». La différence est significative pour ($d\mu_x^+$) entre « Petit pas » et « Grand pas » avec un $F=11.213$, ($p=0.004$)*. Contrairement à ($d\mu_x^+$), la différence est non significative pour $d\mu_x^-$ avec un $F=0.000$, ($p=0.989$)°.

Les résultats de ce tableau confirment que le Δ entre les valeurs de ($d\mu_x^+$) et ($d\mu_x^-$) pour le Petit pas était significatif avec un $F=10.532$, ($p=0.004$)*, alors que la différence était non significative pour le Grand pas avec un $F=3.087$, ($p=0.96$) °.

	($d\mu_x^+$) (s)	($d\mu_x^-$) (s)	Δ ($d\mu_x$) (s)
SS	0.52 (0.08)	0.71 (0.17)	$F=10.532^*$ ($p=0.004$)
LS	0.63 (0.07)	0.72 (0.14)	$F=3.087^\circ$ ($p=0.096$)
F(1,9)	11.213* ($p=0.004$)	0.000° ($p=0.989$)	

Tableau (3-19). La durée de μ_x positif et négatif ($d\mu_x^+$) et ($d\mu_x^-$), et le Δ pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS), le long de l'axe de progression (R_x). ($p<0.05$)

(SS): Petit pas (Short Step)

(LS): Grand pas (Long Step)

($d\mu_x^+$) : Durée de μ_x positif

($d\mu_x^-$) : Durée de μ_x négatif

Δ ($d\mu_x$) : Différence entre la durée de μ_x positif et négatif

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

III.6.2 .Les résultats de (μ_x) sur le sol de Téflon et Carrelage

Les résultats du tableau (3-20) montrent une différence significative pour les valeurs de pic μ_x positif entre les deux conditions expérimentales de « Petit pas » et « Grand pas » sur le sol de Téflon avec un $t=5.667$, ($p= 0.001$)*. Les valeurs de pic μ_x négatif entre ces deux conditions expérimentales, avec un $t=8.600$, ($p= 0.001$)* sont également significatives. De plus la différence entre les dates de pic positif de μ_x étaient également significatives avec un $t=4.750$, ($p=0.003$)*. Cependant, cette différence pour la date de pic négatif était non significative entre les deux conditions avec un $t=0.086$, ($p=0.934$)°.

Téflon	$p\mu_x^+$ (N)	$t(p\mu_x^+)$ (s)	$p\mu_x^-$ (N)	$t(p\mu_x^-)$ (s)
SS	0.12 (0.03)	0.27 (0.03)	0.15 (0.05)	0.11 (0.03)
LS	0.18 (0.03)	0.42 (0.07)	0.24 (0.05)	0.11 (0.04)
$t(1,6)$	5.667* ($p=0.001$)	4.750* ($p=0.003$)	8.600* ($p=0.001$)	0.086° ($p=0.934$)

Tableau (3-20). Le pic de μ_x positif et négatif ($p\mu_x^+$) et ($p\mu_x^-$) pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) ,et la date de pic μ_x positive et négative $t(p\mu_x^+)$ et $t(p\mu_x^-)$ le long de l'axe de progression (R_x) ,sur le sol de Téflon.

(SS): Petit pas (Short Step)

(LS): Grand pas (Long Step)

($p\mu_x^+$) : Pic μ_x positif

($p\mu_x^-$) : Pic μ_x négatif

$t(p\mu_x^+)$: Date de pic μ_x positif

$t(p\mu_x^-)$: Date de pic μ_x négatif

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

Egalement, Les résultats du tableau (3-21) montrent une différence significative pour les valeurs de pic μ_x positif entre deux conditions expérimentales de « Petit pas » et « Grand pas » sur le sol de Carrelage avec un $t=6.614$, ($p= 0.001$)* et les valeurs de pic μ_x négatif entre ces deux conditions expérimentales, avec un $t=6.400$, ($p= 0.001$)*. En plus la différence pour la date de pic positif et négatif de μ_x était non significative avec un $t=1.513$, ($p=0.181$)° et $t=0.660$, ($p=0.534$)° respectivement entre deux conditions sur le sol de Carrelage .

Carrelage	$p\mu_x^+$ (N)	$t(p\mu_x^+)$ (s)	$p\mu_x^-$ (N)	$t(p\mu_x^-)$ (s)
SS	0.13 (0.02)	0.32 (0.09)	0.17 (0.03)	0.10 (0.02)
LS	0.18 (0.03)	0.41 (0.12)	0.28 (0.06)	0.09 (0.03)
t (1,6)	6.614* ($p=0.001$)	1.513° ($p=0.181$)	6.400* ($p=0.001$)	0.660° ($p=0.534$)

Tableau (3-21). Le pic de μ_x positif et négatif ($p\mu_x^+$ et $p\mu_x^-$) pour les deux conditions expérimentales (SS) et (LS) ,et la date de pic μ_x positive et négative $t(p\mu_x^+)$ et $t(p\mu_x^-)$ le long de l'axe de progression (Rx) sur le sol de Carrelage .

(SS): Petit pas (Short Step)

(LS): Grand pas (Long Step)

$(p\mu_x^+)$: Pic μ_x positif

$(p\mu_x^-)$: Pic μ_x négatif

$t(p\mu_x^+)$: La date de pic μ_x positif

$t(p\mu_x^-)$: La date de pic μ_x négatif

° : $p > 0.05$ (non significative)

* : $p \leq 0.05$ (significative)

Discussion

L'objectif de ce travail consistait dans la caractérisation d'une tâche locomotrice, le simple pas, d'un point de vue biomécanique. Deux conditions expérimentales avaient été choisies: la vitesse de progression et le coefficient de frottement à l'interface entre le sujet et le sol lors du poser du pied. Une des originalités du travail portait sur l'étude des ajustements posturaux consécutifs (CPAs). La question était d'en déterminer les caractéristiques, avec l'idée d'en tirer les outils d'un test clinique, et de comparer ces caractéristiques à celles des APAs, afin de documenter une discussion sur la programmation du simple pas.

Ainsi, la discussion va comporter quatre parties :

1. Perturbation et contre perturbation
2. Effets de la vitesse de progression
3. Effets du Coefficient de Frottement (COF)
4. Programmation du simple pas

IV.1. Perturbation et Contre perturbation

Les résultats montrent que le décours temporel de la force antéropostérieure (Rx) comporte une phase positive, suivie d'une phase négative. La phase positive débute avant le lever du pied (t_0) et se termine au poser du pied (FC): des Ajustements Posturaux Anticipateurs (APA) précèdent le début de l'exécution du pas (STEP) à l'instant du FO. La phase négative débute au poser du pied (FC) et se termine quand Rx revient à zéro (t_f): cette phase correspond aux Ajustements Posturaux Consécutifs (CPA). En définitive, le corps est dans un état d'équilibre dynamique, entre deux états d'équilibre "statique", correspondant au maintien de la posture debout avant et après le mouvement. Lors de ces deux états d'équilibre statique, Rx oscille de part et d'autre du zéro; la position finale, où un pied est placé en avant du premier, s'avère être moins stable, et Rx oscille d'avantage (Goldie et al. 1989).

D'un point de vue biomécanique, dans le simple pas, le corps partant du repos et revenant au repos, l'accélération et la vitesse du COG évoluent nécessairement d'une valeur nulle à une valeur également nulle. En d'autres termes, les impulsions positives (BPI_x) et négatives (CPI_x) doivent être égales. C'est bien ce qui a été vérifié lorsque la vitesse de progression ou le COF sont modifiés.: comme le montrent les figures (3-5), (3-7) et (3-8), les corrélations sont hautement significatives, et on peut parler de relation fonctionnelle. Or, l'impulsion positive comporte les APAs et l'exécution manifeste du simple pas (STEP) : elle cesse au poser du pied

(FC). La phase négative, qui survient alors que le mouvement intentionnel est terminé, correspond donc aux CPAs.

En conséquence, si on considère que la phase positive, où le corps est accéléré constitue une perturbation à son équilibre antérieur, la phase négative, où le corps est décéléré constitue une contre-perturbation où le déplacement du corps sera freiné. Ces résultats confirment accèdent l'hypothèse selon laquelle l'exécution du simple pas constituait une perturbation à l'équilibre du corps et, qu'après l'arrêt du mouvement, le retour à l'équilibre correspondait aux ajustements posturaux consécutifs. (CPAs). Ils généralisent au cas du simple pas, les conclusions résultant d'un autre paradigme expérimental (montées de force) par Le Bozec et al. (2008).

Dans le cas du simple pas, le déroulement de l'accélération est diphasique, à l'instar de diverses autres tâches motrices. Le modèle à deux phases sous-entend un passage direct entre deux états stables. Il est évidemment le plus simple. et il procède nécessairement d'un programme nerveux qui pourrait suivre un processus de contrôle optimal avec un critère de temps minimal (Ozütörel, 1982).

Les impulsions sont par définition les surfaces des ondes positives et négatives. Le fait qu'elles soient égales, n'implique pas nécessairement que leur durée et leur pic soient les mêmes pour les BPI et les CPI, lorsque la vitesse ou le coefficient de frottement est modifié. On a donc comparé ces paramètres dans les deux situations expérimentales considérées.

IV.2. Effets de la vitesse de progression sur les CPAs et les APAs

Les résultats montrent que la durée et le pic des APAs augmentent avec la vitesse de progression (V_{XCOG}). Ces résultats montrent également que la durée des CPAs est pratiquement inchangée, alors que leur pic est augmenté avec la vitesse de progression.

IV.2.1. Longueur du pas, Impulsion et vitesse de progression

On doit remarquer d'abord que la vitesse de progression d'un « Grand pas » (LS) est significativement plus grande que celle d'un « Petit pas » (SS), quelle que soit la valeur du frottement (tableaux 3-3, 3-6 et 3-8). Autrement dit, imposer une longueur de pas revient à en

imposer la vitesse, en raison de la contrainte de temps minimal. Ce résultat, au demeurant classique, invite à exprimer l'ensemble des résultats en fonction de ce qu'il est convenu d'appeler la vitesse de progression à la suite de Brenière et al. (1987). Pour résumer, on peut poser: $SS \Rightarrow V^-$ et $LS \Rightarrow V^+$

En outre, lorsque la vitesse de progression est plus rapide, la surface de la phase d'impulsion positive ($BPI_X = \int R_x dt = \int m \ddot{x}_{COG} dt$), et la dynamique du COG ($m \ddot{x}$) est renforcée et celle des phases négatives (CPI_X) sont significativement plus grandes, quelle que soit la valeur du frottement (tableaux 3-4, 3-14 et 3-15). Autrement dit, perturbation et contre-perturbation sont plus grandes pour une vitesse de progression plus grande. Ce résultat n'a rien de surprenant, étant donné le mode de calcul de l'impulsion ($\int R_x dt = \int m \ddot{x}_{COG} dt = m \Delta V_x$).

IV.2.2.Effets de la vitesse de progression sur les CPAs

La corrélation entre la durée des CPA et la vitesse de COG est non significative, contrairement à celle entre les pics et la vitesse. La comparaison des moyennes confirme l'existence d'une différence significative entre les pics, mais pas entre les durées lorsque la vitesse de progression augmente. Ces résultats sont identiques aux résultats de Bouisset et al. (1987), mais différent des résultats de Le Bozec et al. (2008), rapportant une augmentation de la durée des CPAs quand le pic de la force de poussée isométrique d'une barre est plus grand.

Ces résultats confirment notre hypothèse spécifiant que le paramètre déterminant dans le processus de récupération de l'équilibre pendant un pas simple est bien le pic des CPAs et non leur durée. En outre, lorsque la vitesse de progression est plus rapide, la dynamique du COG ($m \ddot{x}_{COG} = R_x$) est augmentée. Comme cette augmentation est associée à celle des pics d'amplitude (pCPAs), un contrôle de la force est plus vraisemblable qu'un contrôle de la durée.

En définitive, la contrainte de la vitesse maximale de progression semble être associée à l'amplitude des CPAs lors d'un pas simple. Remarquons que Crenna et al. (2001) et Bishop (2004) ont établi que la force de freinage à l'arrêt de la marche augmentait avec l'accroissement de la cadence.

IV.2.3.Effets de la vitesse de progression sur les APAs

En ce qui concerne les corrélations entre la durée ou le pic des APAs et la vitesse du COG sont significatives, même si la valeur du coefficient de corrélation est plus faible dans le cas de la durée. Ces résultats sont confirmés par la comparaison des moyennes: le pic et la durée des APAs sont significativement augmentés lorsque la vitesse est augmentée. En d'autres termes, la vitesse est un des paramètres de la programmation du pas simple.

Ces résultats viennent confirmer les résultats de Brenière et al. (1987) qui, lors de l'initiation de la marche, avaient montré que les mouvements anticipateurs selon l'axe de progression étaient corrélés avec la vitesse de progression. Ils confirment également ceux de Dietrich (1990) et de Dietrich et al.(1994) sur le pas simple. Le résultat paraît donc robuste car, lors de l'étude de Diétrich, la vitesse de progression était augmentée de 0.62 ± 0.10 m/s à 1.45 ± 0.11 m/s, alors que, dans nos conditions, la différence entre les vitesses était plus petite (0.41 ± 0.08 m/s et 0.70 ± 0.07 m/s). Une des raisons de cette différence tient aux conditions expérimentales, car, dans notre étude, l'arrêt du pas s'effectuait par rapport à des marques, obligeant le sujet à contrôler sa vitesse pour respecter la consigne. En revanche, dans l'autre étude, le sujet choisissait sa longueur du pas en fonction de la consigne de vitesse qui lui était donnée.

IV.2.4.Comparaison CPAs/APAs

La comparaison entre CPAs et APAs montre que les durées et les pics d'amplitude des CPAs sont plus grands que les valeurs des paramètres correspondant des APAs. Ces résultats confirment les résultats de Bouisset et al. (1987) sur la flexion du membre supérieur et de Le Bozec et al. (2008) sur la poussée isométrique. Par ailleurs, l'augmentation de la vitesse de progression est accompagnée d'une augmentation des pics des CPAs, comme des APAs, mais uniquement de la durée des APAs. L'interprétation peut être basée sur le rôle fonctionnel des CPAs et APAs lors du simple pas : l'augmentation de l'amplitude des CPAs, intervenant peu après le FC, procéderait d'une stratégie permettant d'obtenir une vitesse maximale en un temps minimal.

Dans ce contexte, les APAs sont clairement considérés comme une déstabilisation posturale nécessaire pour l'initiation du pas (Brenière et al. 1987, Lepers et al. 1995), et les CPAs comme la contre-perturbation nécessaire pour arrêter le déplacement du COG. Pour expliquer le rôle

des ajustements posturaux consécutifs, on peut donc supposer que leur rôle est d'obtenir un nouvel équilibre postural après la fin du mouvement. Autrement dit, une action de freinage se produit et le COG est freiné, notamment du fait de la balance nécessaire entre les forces d'inertie positives et négatives (Le Bozec et al. 2008).

Enfin, il est bien connu que les caractéristiques des APAs et CPAs expriment les propriétés de la chaîne posturale, et il est admis que les APAs, qui précèdent le mouvement volontaire, contribuent à déterminer les paramètres du mouvement qui sont programmés. Au final, on peut supposer que la vitesse de progression du pas simple est programmée en amplitude.

IV.3. Effets du Coefficient de Frottement sur les CPAs et les APAs

On a cherché à déterminer si le Coefficient de Frottement (COF) influait sur la performance et la dynamique posturale au cours du pas simple. En effet, le coefficient de frottement statique, qui définit la limite du glissement, agit comme un seuil au développement des forces de réaction. Ce coefficient est fonction de la nature des surfaces en contact. Par conséquent puisque la dynamique corporelle et donc les ajustements posturaux dépendent des réactions du sol, ils devraient dépendre du COF statique. À cet effet, on a considéré deux COF (téflon : 0.13 ; carrelage : 0.5), c'est-à-dire de deux sols différents au niveau de l'arrêt du pas. On a étudié leur effet sur le déroulement du rapport d'adhérence et sur les paramètres biomécaniques.

L'intérêt pour le rapport d'adhérence est motivé par le fait qu'il constitue une expression de la dynamique corporelle, dans la mesure où il résulte des forces de réaction au sol. Dans ce contexte, le rapport d'adhérence pourrait refléter la façon dont le système nerveux central tient compte des forces de contact entre le corps et son environnement physique afin de réaliser efficacement l'acte moteur. Pour éviter toute méprise, on doit souligner que le rapport d'adhérence n'est pas le coefficient de frottement, mais qu'il peut varier jusqu'à la valeur de ce dernier lorsque le glissement survient. Si on a considéré son déroulement temporel selon les axes antéro-postérieur et médio-latéral, ainsi que sur l'axe de leur résultante horizontale, on se limitera ici à la discussion sur le rapport d'adhérence antéro-postérieur, c'est-à-dire selon l'axe de progression ($\mu_x = R_x/R_z$).

IV.3.1. Longueur du pas, vitesse du pas et vitesse de progression

Les résultats montrent que, tant pour le Téflon que pour le Carrelage, la durée du pas augmente significativement lorsque l'amplitude en est augmentée. Autrement dit, la vitesse du déplacement du pied est diminuée (passant d'une valeur de l'ordre de 1,2 à 0,9 m/s quel que soit le COF, en considérant une longueur moyenne du pied égale à 0,27m). Cette diminution est à mettre en parallèle avec l'augmentation significative de la vitesse du COG entre le petit et le grand pas (et donc des impulsions positives et négatives).

IV.3.2. Modulation du rapport d'adhérence selon l'axe antéro-postérieur

Les résultats présentés portaient d'une part sur l'analyse du décours temporel de μ_x et sur la comparaison entre les valeurs des événements caractéristiques pour les deux conditions de frottement.

Les résultats montrent que le décours temporel du rapport d'adhérence antéro-postérieur (μ_x) varie au cours du pas simple: il présente une onde positive suivie d'une onde négative. Bien que surprenante à première vue (le COF ne peut être négatif), cette négativité est la conséquence de la formule de μ_x . En outre, le rapport d'adhérence affiche un profil temporel semblable à celui de la force de réaction antéro-postérieure (R_x), en dépit du fait que R_z (dont le décours est plus complexe) intervienne au dénominateur de la formule. On peut noter également que les dates des pics d'amplitude de μ_x , à savoir $t(p\mu_x^+)$ et $t(p\mu_x^-)$, ne sont pas différentes pour le téflon et le carrelage.

En résumé, Enfin, le décours de μ_x reste le même que la surface de l'arrêt soit en téflon ou en carrelage. Ce résultat peut être interprété en disant, soit que la dynamique du sujet est la même quel que soit le COF, soit réciproquement que l'utilisation de la friction du sol est la même dans les deux cas. On y revient plus loin.

Par ailleurs, on a établi que les pics positifs et négatifs de μ_x se produisent dans le même temps que ceux de R_x , c'est-à-dire à FO et juste après FC. Autrement dit, la phase négative μ_x correspond à la phase de freinage de la dynamique corporelle: elle caractérise les ajustements posturaux consécutifs. (CPAs).

Les principaux résultats montrent que: l'adhérence sur l'axe de progression (μ_x) est modulée par rapport à la force de réaction du sol correspondant (R_x), et que le (μ_x) augmente lorsque la progression est plus rapide. En d'autres termes, il y a une modulation de l'adhérence instantanée lors d'un pas, et les pics de l'adhérence à FO, et peu après FC. Il en résulte la possibilité de développer, comme l'a proposé Strandberg et al., (1983), une « friction use » conduisant à une inflexion de l'accélération et du freinage du pied pour éviter de glisser. Les changements dynamiques nécessaires seraient inclus dans le programme moteur qui devrait se conformer à une double contrainte: un déplacement du COG et des ajustements posturaux liés, et des valeurs de pic de μ_x qui doivent rester sous le coefficient de frottement (Bouisset et al., 2002). La modulation de μ_x reflète ainsi la façon dont le système nerveux central prend en compte les forces de contact entre le corps et son environnement physique, afin d'accomplir l'acte moteur efficacement.

IV.3.3.Effet du COF sur les caractéristiques de μ_x

On a trouvé des différences significatives entre les pics positifs de μ_x , ainsi qu'entre leur date de survenue, contrairement aux pics négatifs, quand la vitesse de progression change. Mais il n'en est pas de même, pour une vitesse de progression donnée lorsque le COF est différent.

IV.3.4.Effet du COF sur les CPAs et les APAs

Comme pour l'effet de la vitesse de progression, les paramètres biomécaniques que l'on considère dans les deux conditions de frottement sont les durées, les pics et les surfaces des ondes positives et négatives selon l'axe de progression.

L'effet de la vitesse de progression est significatif sur les pics des CPAs pour chacun des COF, contrairement aux durées. En revanche, il est remarquable que si la durée des CPAs augmente quand la vitesse augmente, leur valeur est systématiquement plus faible pour le Carrelage. Pour les APAs, au contraire, si la différence entre les pics est également significative, celle entre les durées l'est également, mais dans le cas du téflon uniquement. En outre, la valeur des pics est supérieure pour le carrelage, dans les deux conditions de vitesse de progression. Ces résultats confirment notre choix de deux différentes longueurs de pas. En effet, pour qu'on puisse

comparer deux états différents d'équilibre avec le même pattern de mouvement le grand pas perturbait plus l'équilibre corporel que le petit pas.

En revanche, le fait que la durée des APAs ne soit pas significativement augmentée pour le carrelage lorsque la vitesse de progression, c'est-à-dire l'impulsion, est supérieure demande des expériences complémentaires pour être interprété. Diverses éventualités sont envisageables. La première est évidemment que l'effectif de l'échantillon est trop faible, du fait des variations individuelles. La deuxième est qu'en raison même de ces variations, des tests statistiques plus discriminatifs devraient être utilisés. La troisième est que la différence entre les COF est trop limitée. Les résultats obtenus pour chaque sujet, qui montrent des valeurs systématiquement différentes selon le COF, permettent d'exclure la troisième éventualité. En effet, les durées sont supérieures et les pics sont inférieurs pour le téflon, alors qu'il n'y avait pas de différences entre les surfaces, si on considérait les valeurs moyennes.

Au final, de la comparaison entre les effets du téflon et de carrelage, se dégage la conclusion que l'effet du COF sur les CPAs se traduit par une durée supérieure pour les téflon et un pic plus grand pour le carrelage. Ce résultat n'est pas incompatible avec ce à quoi on pouvait s'attendre, c'est-à-dire que le pic de R_x soit supérieur dans le cas d'un mouvement effectué sur un sol en carrelage présentant un COF plus grand. Ainsi, Cooper et al. (2007), qui ont étudié la longueur du pas et le coefficient de frottement requis (RCOF) lors de la marche, appelant ainsi le pic du rapport $\mu_R = R_x / R_z$, c'est-à-dire le pic des CPAs. Ils ont montré qu'il y avait une relation proportionnelle entre μ_R et la longueur du pas, le μ_R étant augmenté lorsque le pas était plus ample. Ils ont argumenté sur le fait que la relation entre μ_R et la longueur du pas pouvait résulter du changement de la force de réaction verticale, de la force horizontale ou des deux. De plus, Cham et al. (2001), qui ont étudié les changements des modalités lors de l'anticipation de la marche sur sols glissants, ont suggéré que les changements significatifs de la marche n'arrivent que quand il y a un risque potentiel de glissement, même si les sujets étaient invités à marcher le plus naturellement possible. Ils ont expliqué que l'adaptation posturale est temporelle, et que les forces de réaction du sol étaient utilisées pour réduire le RCOF.

Par rapport à l'ensemble de ces résultats concernant le pic et la durée du Pas, on peut supposer que les forces de réaction survenant après FC ne contribuent pas au déplacement du pied: ils sont liés à la stabilisation de la posture, ou la «stabilité dynamique» qui est gérée

par la fonction d'équilibration. La stabilisation posturale est la réponse à la perturbation d'équilibre, qui est, dans cette expérience, le résultat des APA et de l'exécution du Pas (STEP). En conséquence, le rôle des ajustements posturaux consécutifs peut être considéré comme un moyen d'atteindre un nouvel équilibre postural après le contact du pied (FC), et à contrebalancer les forces de réaction développées au cours de l'APA et du STEP.

De plus la différence entre les impulsions de Carrelage et Téflon n'était pas significativement différente pour le « Petit pas » et le « Grand pas » ce qui semble logique car il n'y avait aucune différence entre la durée et le pic d'APA, STEP ou CPA.

Il faut considérer que le COF n'est pas nécessairement constant en raison des propriétés de frottement qui peuvent changer en fonction d'un ensemble complexe de phénomènes tribologiques entre les chaussures et les surfaces. De plus, le COF peut varier par rapport aux matériaux utilisés, à l'aire de contact, la durée du contact, la vitesse du mouvement, la pression, etc. (Moore, 1972 ; 1975).

Nos résultats ne confirment pas les résultats de Oates et al. (2004) qui ont travaillé sur le contrôle de la stabilité dynamique pendant l'arrêt du Pas sur les surfaces glissantes. Ils ont montré que l'impulsion de la force de freinage pendant la situation glissante, était moindre par rapport à l'impulsion de cette force sur la surface normale (non-glissante). Nos résultats montrent qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les impulsions de CPI sur le Téflon et le Carrelage. Cependant la comparaison individuelle des résultats montre une différence systématiquement plus grande pour le pCPA de Carrelage par rapport au Téflon.

Egalement, par rapport à leur étude, le pic de force freinage (pCPA) n'était pas significativement différent entre les surfaces glissantes et non-glissantes. Il faut mentionner que la surface glissante dans l'étude de Oates et al. (2004) était composée de roulettes qui ont une glissance plus importante que le Téflon utilisé dans notre étude.

De précédentes études, utilisant des paradigmes expérimentaux différents, confirment l'influence des caractéristiques de glissance des surfaces en contact avec le sujet sur la dynamique posturale. Une étude ergonomique réalisée par Ciriello et al. (2001) a montré que le poids acceptable d'un chariot devant être poussé est plus élevé lorsque le sol n'est pas glissant.

Dans un autre contexte, au cours de mouvements rapides d'élévation des membres supérieurs exécutés en position debout, Shiratori et Latash (2000) ont remarqué que le pic d'accélération du poignet était plus élevé quand les sujets portaient des chaussures plutôt que des roller-skates. Ainsi, aussi bien en position debout qu'assise, que pour des efforts anisométriques qu'isométriques, les caractéristiques tribologiques des surfaces d'appui influent sur la performance de la tâche à réaliser. L'élévation du COF induit une augmentation de la performance.

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 de cisaillement, ou forces tangentielles, était plus élevé tandis que la force normale était plus faible. Le rapport entre les forces de cisaillement et la force normale, c'est à dire le rapport d'adhérence, était plus élevé sur le sol rugueux que sur le sol lisse. 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 comparés à un pas effectué sur un sol lisse.

Hanson et al. (1999) ont observé, lors de la marche sur un revêtement de sol identique mais présentant des états différents (sec ou savonné), 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 caractéristiques de glissance du sol bien qu'il lui soit demandé de marcher le plus naturellement possible.

Dans un autre contexte expérimental, lors de saisie, de levée et de maintien de petits objets entre le pouce et l'index, Johansson et Westling (1984) constataient également que la force normale appliquée à l'objet par les doigts, ou 'grip force', changeait en fonction des caractéristiques de glissance de la surface de l'objet en contact avec la peau. Plus la surface était glissante, plus la force normale était élevée, alors que la force tangentielle entre les doigts et l'objet, ou 'load force' ne variait pas en fonction de l'état des surfaces. Cet ajustement de la 'grip force' seul était observé en phase statique, c'est à dire avant que l'objet ne soit déplacé. En revanche, durant la phase de déplacement 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 caractéristiques de glissance 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, effort isométrique de poussée, marche et levée d'objets, il apparaît que les forces tangentielles et normales 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 à la glissance des surfaces en contact avec le sujet. En d'autres termes, le rapport d'adhérence est ajusté au 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 propriétés de glissance des surfaces en contact.

Ceci renforce l'importance de ce paramètre et implique que les valeurs du coefficient de frottement de la surface en contact soient implémentées dans le programme moteur. Westling et Johansson (1984) suggèrent que le coefficient de frottement statique est inclus dans la représentation interne des propriétés physiques intrinsèques des objets et est actualisé en fonction des événements de glissance antérieurs. Ainsi le programme moteur adapterait le rapport d'adhérence, et donc la dynamique posturale, en fonction des différentes caractéristiques de glissance présentes entre le sujet et les surfaces en contact en modulant les réactions motrices.

Les tâches de marche ou de levée d'objets peuvent être distinguées de celles de montées de force effectuées en position assise par la survenue d'une chute faisant suite à l'épisode de glissement. En effet, au cours de la marche et du maintien d'un objet, le glissement engendre quasi-instantanément une chute soit du sujet lui-même soit de l'objet. En revanche lors de poussées isométriques exercées en position assise, le glissement du sujet conduit essentiellement à une déstabilisation de son équilibre sans engendrer de chute. Ainsi la commande motrice adapte le rapport d'adhérence aux caractéristiques de glissance des surfaces en contact dans le but ultime d'éviter le glissement et quelles qu'en soient ses conséquences. Gaudez et al (2007) ont montré que l'amplitude du rapport d'adhérence, autrement dit de la dynamique posturale, en référence aux propriétés de glissance de la surface d'appui est caractérisée par le risque de glissement (rapport d'adhérence/COFs). Ces auteurs ont montré que ce paramètre est aussi un indice de stabilité, puisque s'il excède 1 un glissement se produit.

Ce résultat supporte le point de vue que le système nerveux central 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 propriétés de glissance des surfaces d'appui est fonction des conséquences du glissement sur la stabilité de l'équilibre corporel.

La dynamique posturale, et plus précisément le rapport d'adhérence, est limitée par le risque de déstabilisation de l'équilibre corporel. Ainsi la difficulté pour le système nerveux central, pour réaliser une tâche volontaire efficace, est de développer une dynamique posturale permettant de répondre simultanément à ces deux nécessités : développer une contre-perturbation appropriée à la perturbation induite par l'acte moteur volontaire, sans déstabiliser le sujet. En effet, un des rôles fonctionnels majeurs des APAs 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 APAs 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 du segment focal et l'amplitude des APAs, mesurés sur les muscles posturaux de la cuisse. Bouisset et al. (2000) ont montré que l'augmentation des APAs en durée et en amplitude est relative à l'énergie cinétique et au travail mécanique fournis.

IV.4. Programmation du simple pas

Ces deux phases correspondent à un aspect de la fonction d'équilibration qui correspond à «la maintenance posturale », qui survient en réponse à la gravité et qui est liée à la réaction du sol. En ce qui concerne la cinétique, la maintenance posturale correspond à la condition où les forces d'inertie qui en résultent (et les moments) sont nuls.

Comme proposé par Gelfand (1971), le contrôle moteur comprend une composante focale et une composante posturale. Comme les CPAs se produisent après la fin de l'exécution du Pas, les CPAs du simple pas appartiennent nécessairement à la composante posturale. Ils sont identifiés comme un processus par lequel le système nerveux central contrôle et arrête l'impulsion vers l'avant. Les CPA, comme les APAs, peuvent être considérés comme faisant

partie du même programme moteur, car ils varient en fonction du même paramètre, qui est la vitesse de progression.

Cependant leur réglage du temps et de leur amplitude varient selon les paramètres de la tâche, qui induisent des exigences de stabilité posturale. Cette caractérisation a des implications pour les personnes en situation de processus normal de vieillissement ou de pathologies motrices. Elles peuvent être sujettes à un risque de blessure en raison d'une incapacité à arrêter la marche efficacement.

Finally, on peut présumer que la cinétique de la chaîne posturale est programmée par rapport à la vitesse, mais pas de la même manière. Autrement dit, si le pic des APA et celui des CPA augmentent tous deux avec la vitesse de progression, leur durée n'évolue pas de façon parallèle : la durée des CPA n'est pas augmentée, contrairement à celle des APA. Cela veut dire que si le rôle des CPA est de récupérer l'équilibre, les CPA ont tendance à se terminer le plus tôt possible après la fin de la perturbation mécanique, provoquée par le mouvement volontaire. Gelfand et al. (1971) ont suggéré que la tâche motrice contient les composantes focale et posturale : la première correspond à des segments corporels qui sont mobilisés pour exécuter le mouvement volontaire et la deuxième qui se réfère au reste du corps et qui est engagée dans les réactions de stabilisations.

Dans ce contexte théorique, la perturbation d'équilibre pourrait être liée à la vitesse d'exécution du mouvement focal, en raison des forces nécessaires à la mobilisation des segments mobiles. Ces forces pourraient être d'autant plus importantes que la vitesse recherchée serait grande. La vitesse diminuerait lorsque l'équilibre serait rendu plus instable par la modification de la configuration des appuis au sol (Zattara et Bouisset 1993). La vitesse moindre observée pour certains handicaps moteurs, comme l'hémiplégie (Horak et al., 1984), la paraplégie (Do et al., 1985) et la maladie de Parkinson (Balzagette et al., 1986), alors que le mouvement est exécuté à vitesse maximale, semblerait donc indiquer que la capacité posturo-cinétique dépendrait aussi de l'état du système.

La durée des CPA n'est pas augmentée. Cela veut dire que si le rôle des CPA est de récupérer l'équilibre, les CPA ont tendance à se terminer le plus tôt possible après la fin de la perturbation mécanique, provoquée par le mouvement volontaire. Gelfand et al. (1971) ont suggéré que la tâche motrice contient les composantes focale et posturale : la première

correspond à des segments corporels qui sont mobilisés pour exécuter le mouvement volontaire et la deuxième qui se réfère au reste du corps et qui est engagée dans les réactions de stabilisations. Dans ce contexte théorique, la perturbation d'équilibre pourrait être liée à la vitesse d'exécution du mouvement focal, en raison des forces nécessaires à la mobilisation des segments mobiles. Ces forces pourraient être d'autant plus importantes que la vitesse recherchée serait grande. La vitesse diminuerait lorsque l'équilibre serait rendu plus instable par la modification de la configuration des appuis au sol (Zattara et Bouisset 1993). La vitesse moindre observée pour certains handicaps moteurs, comme l'hémiplégie (Horak et al., 1984), la paraplégie (Do et al., 1985) et la maladie de Parkinson (Balzagette et al., 1986), alors que le mouvement est exécuté à vitesse maximale, semblerait donc indiquer que la capacité posturo-cinétique dépendrait aussi de l'état du système.

Perspectives & Conclusion

Cette étude avait pour objectif premier une caractérisation biomécanique du simple pas chez le sujet « normal », dans la suite des travaux princeps de Brenière, Dietrich et Do. À cet effet, on a considéré dans une première série, l'effet de la vitesse, ce qui a notamment permis de tester l'invariance de l'égalité entre la perturbation appliquée au corps lors de son accélération (APA et STEP) et la contre-perturbation lors de son freinage permettant le retour au repos (CPA). Le rôle des CPA se trouve donc explicité. De façon plus générale, les caractéristiques biomécaniques ont été systématiquement évaluées et les différentes phases de l'action motrice (APA, STEP et CPA) précisées et comparées.

Dans une seconde série expérimentale, on a considéré l'effet du frottement à l'arrêt du mouvement. L'objet de cette série était de caractériser la modification des caractéristiques biomécaniques chez le sujet « normal », dans la perspective d'études ultérieures sur d'autres populations de sujets (vieillissants, traumatiques ou pathologiques), et notamment en rapport avec les chutes au domicile. La caractérisation n'a pas soulevé de problèmes majeurs, l'effet de la vitesse se confirmant pour les deux COF considérés. En revanche, les différences entre caractéristiques biomécaniques ne sont pas significatives quand le COF diffère. Néanmoins, si l'on considère les résultats individuels, on constate que la durée des CPA tend à être systématiquement supérieure pour le téflon, alors que le pic d'amplitude est systématiquement inférieur.

Des études antérieures à ce travail s'accordent pour affirmer que le système nerveux central possède une représentation interne, des contraintes environnementales, actualisée rapidement grâce aux essais précédemment effectués (Johansson et Westling, 1984, 1987). Ces auteurs ont proposé que l'ajustement du rapport des forces aux conditions de glissance de la surface s'effectue sur la base des informations afférentes provenant des récepteurs cutanés. Ils suggèrent que les informations fournies au système nerveux central, concernant les caractéristiques de glissance des surfaces en contact proviennent de micro-glissements se produisant avant le levé de l'objet. De ce fait lors du port de gants, de chaussures ou de vêtement, la capacité à prendre connaissance des caractéristiques de glissance des surfaces en contact paraît difficile si celle-ci ne se fait que par l'intermédiaire des informations tactiles.

D'autre part, 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 coefficient de frottement statique est supérieur à 0,82. Par ailleurs, Pai et Patton (1997) ont montré que l'aire de déplacement du centre de gravité et du centre de pression pour le maintien de l'équilibre corporel diminuait avec la réduction du COFs. 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 de la glissance des surfaces en contact, capteurs cutanés, vestibulaires ou visuels. Notre étude ne permet pas de confirmer tel ou tel, et plusieurs variables de contrôles peuvent être impliquées dans le maintien de la stabilité posturale : rapport d'adhérence, centre de gravité ou centre des pressions.

En conclusion, pour qu'un acte moteur volontaire soit efficace, la perturbation qu'il induit doit être compensée par une contre-perturbation appropriée. En d'autres termes, de la capacité à s'opposer à la perturbation dépendra la performance du segment focal. L'objectif ultime est d'éviter tout risque de déstabilisation de l'équilibre corporel du sujet et de réaliser au mieux la tâche désirée. La coordination entre la perturbation et la contre-perturbation suit une organisation parallèle. En effet, la latence des APAs varie selon les conditions expérimentales, et leur but est de coopérer, au mieux, au développement de la contre-perturbation.

Lorsque la marche s'effectue sur un sol inégal ou instable, l'activité locomotrice doit s'adapter aux perturbations qui en résultent, en particulier l'augmentation du risque de glissement afin d'éviter la chute. Au final, le simple pas paraît de nature à constituer une épreuve-test pour évaluer l'effet du frottement sur la marche chez des personnes vieillissantes ou handicapées.

Bibliographie

ARUIN, A.S. and LATASH, M.L. (1995). The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations. *Experimental Brain Research*, 106, 291-300.

ARUIN, A.S., FORREST, W.R. and LATASH, M.L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 109, 350–359.

BABINSKI J. (1899). De l'asynergie cérébelleuse . *Revue Neurophysiologique* , 1899 ,7 ,806-816 .

BAZALGETTE, D., ZATTARA, M., BATHIEN, N., BOUISSET, S. and RONDOT, P. (1986). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements in patients with Parkinson's disease. *Advances in Neurology*, 45, 371–374.

BELENKII, Y.Y., GURFINKEL, V.S. and PALTSEV, Y.I. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 12, 135-141.

BERAUD, P. and GAHERY, Y. (1995). Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 194, 177-180.

BERG W.P, ALESSIO H.M, MILLS E.M, TONG C.(1997). Circumstances and consequences of falls in independent community dwelling older adults. *Age Ageing* , 26,261-268 .

BERNSTEIN, N. (1967). The Coordination and regulation of movement. *Pergamon Press*, London, 196p.

BICKEL A .(1897). Ueber den einfluss des sensiblen nerven und der labyrinth auf die bewegungen des tiere. *Pflügers Arch. Gesmate physiolo.Menschen Tiere*,67, 299-344.

BISCHOP M, BRUNT D, PATHARE N, PATEL B. (2004).The effect of velocity on the strategies used during gait termination, *Gait & Posture* ,20, 134-139.

- BOUISSET, S. and ZATTARA, M. (1981). A sequence of postural movements precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters*, 22, 263–270.
- BOUISSET, S., and ZATTARA, M. (1983). Anticipatory postural movements related to a voluntary movement. In *Space Physiology, Cepadues Pubs*, 137-141.
- BOUISSET, S. and ZATTARA, M. (1987). Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *Journal of Biomechanics*, 20(8), 735-742.
- BOUISSET, S. and ZATTARA, M. (1990). Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts. In J.L. Winters and S.L.Y. Woo (Eds). Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization. *Springler Verlag*, New York, 498-502.
- BOUISSET, S. (1991). Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. *Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.*, 99: A77–92.
- BOUISSET, S. and DUCHENE, J.L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*, 5, 957-960.
- BOUISSET, S. (2002). *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Masson, Paris.
- BOUISSET, S. and LE BOZEC, S. (2002). Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movements. In: M.L. Latash (Eds.), *Progress in motor control. Vol. II: Structure-function relations in voluntary movements. Human Kinetics*, Champaign, Illinois, 25-52.
- BOUISSET, S. and DO, M.C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Clinical Neurophysiology*, 38, 345-362.
- BRENIERE, Y., DIETRICH G. (1992). Heel-off perturbation during gait initiation : biomechanical analysis using triaxial accelerometry and a force plate .*Journal of Biomechanics* , 25, 121-127.

BRENIERE, Y., DO, M.C. and SANCHEZ, J. (1981). A biomechanical study of gait initiation process. *Journal of Biophysics and Nuclear Medicine*, 5, 197-205.

BRENIERE, Y., DO, M.C. and BOUISSET, S. (1987). Are dynamic phenomena prior to stepping essential to walking? *Journal of Motor Behavior*, 19, 62-76.

BRENIERE, Y. (1996). Why we walk the way we do. *Journal of motor Behavior*, 28, 291-298.

CARLSOO, S. (1961). The static muscle load in different work positions: an electromyographic study. *Ergonomics*, 4, 193-211.

CARLSOO S .(1962) .A method for studying walking on different surfaces. *Ergonomics*, 5: 271-274.

CARLSOO, S. (1966). The initiation of walking. *Acta Anatomical*, 65, 1-9.

CHAM, R, .REDFERN, M. (2001). Changes in gait when anticipating slippery floors. *Gait & Posture*, 15, 159-171.

CLEMENT G., GURFINKEL V.S., LESTIENNE F ., LIPSHITS M.I. and POPOVE K.E .(1984) . Adaptation of postural control to weightlessness. *Experimental Brain Research* ,57 , 61-72 .

COHEN HH,COMPTON DMJ .(1982). Fall accident patterns: characterization of most frequent work surface-related injuries. *Prof Saf* , 27,16-22.

COOK, T , COZZENS B .(1976). Human solutions for locomotion: the initiation of gait. In: Herman RM , Grillner S , Stein PSG , Stuart DG (eds).Neural control of locomotion. Plenum, New York, 65-76.

COOPER R.C. PREBEAU-MENEZES L.M.(2008).Step length and required friction in walking. *Gair & Posture*,27,547-551.

CORDO, P.J. and NASHNER, L.M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *Journal of Neurophysiology*, 47(2), 287-302.

COUILLANDRE, A., BRENIERE, Y. and MATON, B. (2000). Is human gait initiation program affected by a reduction of the postural basis? *Neuroscience Letters*, 285, 150-154.

CRENNA P.J., FRIGO C., MASSION J. and PEDOTTI A. (1987). Forward and backward axial synergies in man. *Experimental Brain Research*, 65, 538-548.

CRENNA P., FRIGO C., MASSION J., PEDOTTI A., and DEAT A.,(1988) . Forwards and backward axial movements: two modes of central control. In: *Stance and motion:facts and concepts ; v.s . Gurfinkel , M.E. Ioffe , Massion J. and Roll J.P. (Eds)*, 195-201 .

CRENNA P.J. and FRIGO C. (1991). A motor programme for the initiation of forward oriented movements in man . *Journal of Physiology*, 437, 635-653.

CRENNA P.J , CUONG D.M, and BRENIER Y. (2001). Motor programmes for the termination of gait in humans: organization and velocity-dependent adaptations .*Journal of Physiology* , 537,1059-1072 .

DAY B.L., STEIGER M.J., THOMPSON P.D. and MARSDEN C.D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *Journal of physiology*, 469, 479-499.

DIETRICH, G., BRENIERE, Y. and DO, M.C. (1994). Organisation of local anticipatory movements in single step initiation. *Human Movement Science*, 13, 195-210.

DIENER H.C , DICHGANS J , GUSCHLBAUER B , BACHER M, RAPP H , LANGENBACH P .(1990) .Associated postural adjustment with body movement in normal subjects and patients with parkinsonism and cerebellar disease. *Rev Neurol* ,146, 555-563 .

DIENER H.C., HORAK F., STELMACH G., GUSCHLBAUER B. And Dichgans J. (1991). Direction and amplitude precuing has in effect on automatic posture responses .*Experimental Brain Research*, 84,219-223.

DIETRICH G, BRENIER Y , DO M.C. (1994). Organization of local anticipatory movements in single step initiation. *Human Movement Science*, 13,195-210.

DIETZ V. (1997).Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. *Electroenceph clin Neurophysiology* ,103 ,333-355 .

DO MC, BOUISSET S .(1985). Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task? *Ergonomics*, 28 (9), 1363-1375.

DO, M.C., and BRENIERE Y. (1989). Effets des Conditions initiales et stratégies préparatoires dans différents processus d'initiation de la marche. *In résumé des communications ,14^{ème} congrès Société Biomécanique , Marseille .*

DO, M.C., NOUILLOT, P. and BOUISSET, S. (1991). Is balance or posture at the end of voluntary movement programmed? *Neuroscience Letters*, 130, 9-11.

DROULEZ J, BERTHOZ A. (1986). Servo-controlled (conservative) versus topological (projective) mode of sensory motor control. In : *Disorders of posture and Gait* ,Eds .W. Bles and T.Brandt. Elsevier : Amsterdam .83-97 .

DUYSENS J , PEARSON KG .(1976) . The role of cutaneous afferents from the distal hindlimb in the regulation of the step cycle in thalamic cats. *Experimental Brain Research* ,24, 245 -255 .

ELBLE RJ, MOODY C , LEFFLER K, SINHA R (1994) . The initiation of normal walking. *Movement Disorders* , 9, 139-146.

FLANAGAN J.R, WING A.M. (1995). The stability of precision grip forces during cyclic arm movements with a hand-held load. *Experimental Brain Research*, 105, 455-464.

FIOLKOWSKI P, BRUNT D ,BISHOP M, WOO R.(2002) . Does postural instability affect the initiation of human gait? *Neuroscience letter*, 323, 167- 170.

FOERSTER O.(1927). Schlawfe und spastische Lähmung.In :A.Bethe , G. Bergmann, G.Von Embden and A.Ellinger (Eds.), Handbuch des Normalen und Pathologischen Physiologie,Vol.10. Springer, Berlin, 893-972.

FORSSBERG H , GRILLNER S , ROSSIGNOL S .(1977) . Phasic gain control of reflexes from the dorsum of the paw during spinal locomotion. *Brain Research* , 132, 121-139 .

FRIEDLI, W.G., COHEN, L., HALLET, M.S., STANHOPE, S. and SIMON, S.R. (1988). Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 51, 232-243.

GAGE JR. (1991). Gait analysis in cerebral palsy. *London, Mac Keith Press*.

GAGE JR, DELUCA PA, RENSHAW TS. (1995). Gait analysis: principles and applications. *Journal of Bone Joint surgery*, 77, 1607-1623.

GAHERY, Y. and MASSION, J. (1981). Co-ordination between posture and movement. *Trends in Neurosciences*, 4, 199-202.

GAHERY, Y. (1987).Associated movements, postural adjustments and synergies: some comments about the history and significance of three motor concepts. *Archives Italiennes de Biologie*, 125,345-360.

GAUDEZ. C, LE BOZEC. S, RICHARDSON J. (2007).Slip characteristics and contact area effects on postural dynamics during isometric pushes performed by seated subjects.*International journal of Industrial Ergonomics* , 38, 30-34.

GAUGHRAN G.R, DEMPSTER W.T.(1956). Force Analyses of horizontal two-handed pushes and pulls in the sagittal plane. *Human Biology*, 28, 67-92.

GELAT, T. and BRENIERE, Y. (2000). Adaptation of the gait initiation process for stepping on to a new level using a single step. *Experimental Brain Research*, 133, 538-546.

GELFAND, I.M., GURFINKEL, V.S., TSETLIN, M.L. and SHIK, M.L. (1971). Some problems in movement analysis. In: Models of Structure – Functional Organization of Certain Biological Systems. Ed Gelfand IM, Gurfinkel VS, Fomin SV, Tsetlin MI. MIT Press, Cambridge, 329-345.

GILLE, J.C., DECAULNE, P. and PELEGRIN, M. (1975). Systèmes asservis non linéaires, généralités, méthodes usuelles. Dunod, Paris.

GOLDIE P.A, BACH T.M, EVANS O.M.(1989).Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch phys Med Rehabil* , 70(7),510-517 .

GRAY ,J. (1968) . Animal locomotion. *Weidenfeld et Nicolson* , Londres.

GRILLNER S . (1981) .Control of locomotion in bipeds, tetrapods ,and fish; In :*Handbook of physiology* .The nervous system . Motor Control ,section 1,Vol.II, Part 2. Am Physiol Soc, Washington DC , 26, 1179-1236 .

GURFINKEL, V.S. and ELNER, A.M. (1973). On two types of static disturbances in patients with local lesions of the brain. *Agressologie: Revue Internationale de Physio-Biologie et de Pharmacologie Appliquées Aux Effets de l'Agression*, 14, 65–72.

HASE K, STEIN R.B. (1998). Analyses of rapid stopping during human walking . *Journal of Neurology*. 80, 255-261.

HERING HE .(1897). Ueber bewegungsstörungen ach centripetaler lähmung. *Arch Exp Pathol Pharmakol*, 38, 266-283.

HERMAN, R., COOK, T., COZZENS, B. and FREEDMAN, W. (1973). Control of postural reactions in man: The initiation of gait. In R. S. Stein. K.G. Pearson. R.S. Smith and J.B. Redford (Eds). Control of posture and locomotion. New York, Plenum Press, 363-388.

HOFFMANN P.(1992). Die eigenreflexe (sehnenreflexe) menschlicher muskeln. *Springer* , Berlin .

HORAK, F.B., ESSELMAN, P., ANDERSON, M.E. and LYNCH, M.K. (1984). The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 4, 1020–1028.

HUGON M., MASSION J. and WIESENDANGER M., (1982). Anticipatory postural changes induced by active unloading and comparison with passive unloading in man. *European Journal of physiology*, 393, 292-296.

JANKOWSKA E, LUNDBERG A. (1981). Interneurons in the spinal cord. *Trends Neuroscience*, 4, 230-233.

JIAN, Y., WINTER, D.A., ISHAC, M.G., and GILCHRIST, L. (1993). Trajectory of the body CoG and CoP during initiation and termination of gait. *Gait and Posture*, 1, 9-22.

JOHANSSON R.S. WESTLING G. (1984). Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Experimental Brain Research*, 56: 550-564.

JOHANSSON R.S. WESTLING G. (1987). Signals in tactile afferents from the fingers eliciting adaptive motor responses during precision grip. *Experimental Brain Research*, 66,141-154.

KIM I.J, SMITH R.(2000). Observation of the floor surface topography changes in pedestrian slip resistance measurements. *Int J Ind Ergon* 6,581-601.

KIM I.J, SMITH R.(2003). A critical analysis of the relationship between shoe-floor wear and pedestrian/walk-way slip resistance. In: Metrology of pedestrian locomotion and slip resistance, Marpet M and Sapienza M(Eds.), 33-48, American Society of Testing and Materials, Special Technical Publication 1424, ASTM International, Philadelphia.

KIRBY R.L, PRICE N.A, and MACLEOD D.A. (1987). The influence of foot position on standing balance. *Journal of biomedical engineering*. 1, 2, 123 – 124.

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

LACQUANITI F , LE TAILLANTER M , LOPIANO L , MAIOLI C .(1990) .The control of limb geometry in cat posture . *Journal of physiology London*, 426, 177-192.

LANSHAMMAR H, STRANDBERG L., (1981) .The dynamics of slipping accidents. *J. Occup. Accid.* 3, 153-162.

LATASH, M.L., ARUIN, A.S., NEYMAN, I. and NICHOLAS, J.J. (1995b). Anticipatory postural adjustments during self inflicted and predictable perturbations in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 58(3), 326-334.

LAYNE L.A, LANDEN D.D .(1997). A descriptive analysis of nonfatal occupational injuries to older workers, using a national probability sample of hospital emergency departments. *J Occup Environ Med*, 39,855-865.

LE BOZEC S., GOUTAL, L. and BOUISSET, S. (1997). Ajustements posturaux dynamiques associés au développement de forces isométriques chez les sujets assis. *C.R. Académie des Sciences de Paris, Sciences de la Vie*, 320, 715-720.

LE BOZEC S. LESNE J. BOUISSET S .(2001) . A sequence of postural muscle excitations precedes and accompanies isometric ramp efforts performed while sitting. *Neuroscience Letter* , 303, 72-76.

LE BOZEC, S. and BOUISSET, S. (2004a). Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp push? *Experimental Brain Research*, 158, 427–437.

LE BOZEC, S. and BOUISSET, S. (2004b). Do bimanual isometric push efforts in humans stop as a consequence of postural muscle exhaustion? *Neuroscience Letters*, 356, 61–65.

LE BOZEC, S., BOUISSET, S. and RIBREAU, C. (2008). Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs). *Neuroscience Letters*, 448, 250-254.

LE BOZEC, S. and BOUISSET, S. (2009). Contribution of seat and foot reaction forces to anticipatory postural adjustments (APAs) in sitting isometric ramp pushes. *Gait and Posture*, 30, 282-287.

LEE, W.A. (1980). Anticipatory control of posture and task muscles during rapid arm flexion. *Journal of Motor Behavior*, 12, 185-196.

LEE WA. MICHAELS CF , PAI YC (1990) . The organisation of torque and EMG activity during bilateral handle pulls by standing humans . *Experimental Brain Research* ,82 ,304-314

LE PELLEC, A. and MATON, B. (1999). Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. *Experimental Brain Research*, 129, 551-558.

LE PELLEC A , MATON B .(2001) . Initiation of a vertical jump , the human body's upward propulsion depends on control of forward equilibrium . *Neuroscience Letter* ,323, 183-186 .

LE PELLEC, A. and MATON, B. (2002). Initiation of a vertical jump: the human body's upward propulsion depends on control of forward equilibrium. *Neuroscience Letters*, 323, 183-186.

LEPERS, R. and BRENIERE, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental Brain Research*, 107, 118-124.

LINO, F. and BOUISSET, S. (1994). Is velocity of a pointing movement performed in a sitting posture increased by upper body instability? *Journal of Biomechanics*, 27, 411-419.

LIPSHITS, M.L., MAURITZ, K., and POPOV, K.E. (1981). Quantitative analysis of anticipatory postural components of a complex voluntary movement. *Fiziologia Cheloveka*, 7, 411-419.

LUCCARINI, P., GAHERY, Y. and POMPEIANO, O. (1990). Cholinoceptive pontique structures réticulaires modifier les ajustements posturaux pendant les mouvements des membres induites par la stimulation corticale. *Archives Italiennes de Biologie*, 128(1), 19-24.

LUNDBERG A . (1975). Control of spinal mechanisms from the brain. In: DB Tower (Ed.), *The Nervous System*, Raven Press , New York , 1 , 253-265 .

MACPHERSON, J.M. (1988). The neural organization of postural control. Do muscle synergies exist? In: *Posture and Gait Development, Adaptation and Modulation*. Ed Amblard B, Berthoz A, Clarac F. *Elsevier*, Amsterdam, 381-390.

MACPHERSON, J.M. (1991). How flexible are muscle synergies? Dahlem Konferenzen. In: *Motor Control: Concepts and Issues*. Ed Humphrey DR, Freund HJ, John Wiley. Chichester.

MADELINE P, VOIGT M, ARENDT-NIELSON L (1999). Reorganisation of human step initiation during acute experimental muscle pain. *Gait & Posture* , 10, 240-247 .

MANN, R.A., HAGY, J.L., WHITE, V. And LIDDELL, D. (1979). The initiation of walking. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 61(A), 232-239.

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. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.

MASSION, J. (1997). Cerveau et motricité. Fonctions sensori-motrices. Paris: Presses Universitaires de France. Pratiques corporelles.

MASSION J, IOFFE M, SCHMITZ C , VIALLET F , GANTCHEV AR . (1999). Acquisition of anticipatory postural adjustments in a bimanual load-lifting task: normal and pathological aspects. *Experimental Brain research*, 128, 229-235.

MOUCHNINO L., AURENTY R ., MASSION J . and PEDOTTI A .(1990). Coordinated control of posture equilibrium during leg movement. In: *Disorders of posture and gait* ; T. Brandt, W. Paulus ,W. Bles ,M. Dietrich , S. Krafczyk and A. Straube (Eds), 68-71 .

- NARDONNE A. and SCHIEPPATI M., 1988. Postural adjustments associated with voluntary contractions of leg muscles in standing man. *Experimental Brain Research*, 69, 469-480.
- NASHNER, L.M. (1976). Adaptation reflexes controlling human posture. *Experimental Brain Research*, 26, 59-72.
- NASHNER, L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 30, 13-24.
- NASHNER, L.M. and MACCOLLUM, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavior Brain Science*, 8, 135-172.
- NOUILLOT, P., BOUISSET, S., and DO, M.C. (1992). Do fast voluntary movements necessitate anticipatory postural adjustments even if equilibrium is unstable? *Neuroscience Letters*, 147, 1-4.
- NOUILLOT, P., BOUISSET, S. and DO, M.C. (2000). Are there anticipatory segmental adjustments associated with lower limb flexion when balance is poor in human? *Neuroscience Letters*, 279, 77-80.
- OATES, A.R., PALTA, A.E., FRANK, J.S. and GREIG M.A. (2004). Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface. *Journal of Neurophysiology*, 93, 64-70.
- ODDSSON, L. and THORSTENSSON A. (1986). Fast voluntary trunk flexion movements in standing : primary movements and associated postural adjustments. *Acta physiologica scandinavica*, 128, 341-349.
- ODDSSON, L. (1990). Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. *Acta Physiologica. Scandinavia*, 140, Suppl. 595.
- OKADA, M. (1972). An electromyographic estimation of the relative muscular load in different human postures. *Journal of Human Ergology*, 1, 75-93.

OZUTORELI M.N , STEIN R.B.(1982). Analysis of a model for antagonistic muscles. *Biol Cybern* . 45(3), 177-186.

PALTSEV, Y.I. and ELNER, A.M. (1976) Preparatory and compensatory period during voluntary movement in patients with involvement of the brain of different localization. *Biofizica*, 12(1), 142-147.

PAULIGNAN, Y., DUFOSSE, M., HUGON, M., and MASSION, J. (1989). Acquisition of coordination between posture and movement in bimanual task. *Experimental Brain Research*, 77, 337-348.

PEDOTTI, A., CRENNNA, P., DEAT, A., FRIGO, C. and MASSION, J. (1989). Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Experimental Brain Research*, 74: 3-10.

PERRY J. (1992). "Phase of gait" Gait analysis: normal and pathological function. *Thorefare* , New Jersey , Slack .

ROMBERG, M.H. (1953). Manuel of nervous disease man. London, Sydeham Society, 395-401.

ROGERS MW , PAI YC .(1990). Dynamic transitions in stance support accompanying leg flexion movements in man . *Experimental Brain Research* , 81,398-402 .

RUGET, H., BLOUIN, J., TEASDALE, N. and MOUCHNINO, L. (2008) Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? *Neuroscience*, 155, 640-648.

SCHEPENS, B. and DREW, T. (2004). Independent and convergent signals from the pontomedullary reticular formation contribute to the control of posture and movement during reaching in the cat. *Journal of Neurophysiology*, 92(4), 2217-2238.

SCHEPENS, B. and DREW, T. (2006). Descending signals from the pontomedullary reticular formation are bilateral, asymmetric and gated during reaching movements in the cat. *Journal of Neurophysiology*, 96(5), 2229-2252.

SHIRATORI, T. and LATASH, M. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching in standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112, 1250-1265.

STAPLEY, P., POZZO, T., CHERON, G., and GRISHIN, A. (1999). Does the coordination between posture and movement during whole body reaching task ensure centre of mass stabilization? *Experimental Brain Research*, 129, 134-146.

STRANDBERG L, LANSHAMMAR H.(1981). The dynamics of slipping accidents. *J Occup Accid* ,3, 153-162.

STRANDBERG L., (1983).On accident analysis and slip-resistance measurement . *Ergonomics*, 26, 11- 32.

TISSERAND M. (1985). Progress in the prevention of falls caused by slipping. *Ergonomics* .28, 1027-1042.

WESTLING G, JOHANSSON R.S. (1984) .Factors influencing the force control during precision grip. *Experimental Brain Research*. 53 (2),277-284.

YAMASHITA, T. and KATOH, R. (1976). Moving pattern of point of application of vertical resultant force during level walking. *Journal of Biomechanics*, 9, 93-99.

YIOU, E., HAMAOU, A. and LE BOZEC, S. (2007). Influence of base of support size on arm pointing performance and associated anticipatory postural adjustments. *Neuroscience Letters*, 423, 29–34.

ZATTARA, M. et BOUISSET, S. (1983). Influence de la vitesse d'exécution du mouvement volontaire sur les accélérations locales anticipatrices. VIIIe congrès de la société Biomécanique, Lyon, 113-114.

ZATTARA, M. and BOUISSET, S. (1986a). Chronometric analysis of the posturo-kinetic programming of voluntary movement. *Journal of Motor Behavior*, 1, 215–223.

Titre :**Ajustements posturaux consécutifs lors d'un Pas Simple :effets de la vitesse et du frottement**

Cette étude avait pour objectif premier une caractérisation biomécanique du simple pas chez le sujet « normal ». À cet effet, on a considéré l'effet de la vitesse, ce qui a notamment permis de tester l'invariance de l'égalité entre la perturbation appliquée au corps lors de son accélération et la contre-perturbation lors de son freinage (CPA) permettant le retour au repos. Ainsi, le rôle des CPA se trouve explicité. Dans une seconde série expérimentale, on a considéré l'effet du frottement à l'arrêt du mouvement. L'objet de cette série était de caractériser la modification des caractéristiques biomécaniques chez le sujet « normal ». La caractérisation n'a pas soulevé de problèmes majeurs, l'effet de la vitesse se confirmant pour les deux coefficients de frottement (COF) considérés (Téflon et Carrelage). En revanche, les différences entre caractéristiques biomécaniques paraissent ne pas être significatives quand le COF diffère. Néanmoins, si l'on considère les résultats individuels, on constate que la durée des CPA tend à être systématiquement supérieure pour le COF le plus faible (Téflon), alors que le pic d'amplitude est systématiquement inférieur . Ces résultats incitent à approfondir l'étude de l'effet du frottement sur le simple pas .

En conclusion , le simple pas semble être un paradigme permettant d'obtenir des résultats robustes et facilement utilisables pour étudier des personnes vieillissantes ou handicapées .

Mots clés : CPA, APA, pas simple , Frottement .

Title:**The consecutive postural adjustments during simple step: effects of velocity and friction**

This study aimed to biomechanical characterization of a simple step among normal subjects. To this end, we considered the effect of speed, which has enabled to test the invariance of equality between the disturbance applied to the body during its acceleration and counter- perturbation during its breaking phase (CPA) to return to initial position. Also, the role of CPA is explained. In a second experimental series, we considered the effect of friction at the stop point of movement .The purpose of this series was to characterization of biomechanical characteristics modifications among normal subjects. So, the characterization did not raise any major problems, the effects of velocity is confirmed for both COF considered (Teflon and Tiles). However, the differences between biomechanical characteristics are not significant when the COF is different, but by considering the individual results, we have found that the duration of the CPA tends to be systematically higher for Teflon, contrary to the peak amplitude results.

These results encourage further study of the effect of friction on the single step.

In conclusion, the simple step seems to be a paradigm for obtaining robust results and easily usable to study old or handicapped peoples.

Keywords: CPA,APA, simple step, Friction.

