

Université de Montréal

Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique  
à l'aide d'une plate-forme de force

par  
Danik Lafond

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures en vue de l'obtention du grade de  
Philosophiae Doctor (Ph.D.) en sciences de l'activité physique

Janvier 2003

©Danik Lafond



GV

201

U54

2003

v. 005

**Direction des bibliothèques**

**AVIS**

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

**NOTICE**

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal  
Faculté des Études Supérieures

Cette thèse intitulée :  
**Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique à l'aide  
d'une plate-forme de force**

présentée par:

Danik Lafond

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Martin Brochu, Ph.D.  
président-rapporteur

François Prince, Ph.D.  
directeur de recherche

Paul Allard, Ph.D.  
membre du jury

Laurence Mouchnino, Ph.D.  
examineur externe

Aimé Robert Leblanc, Ph.D.  
représentant du doyen de la FES



## RÉSUMÉ

---

L'utilisation d'une plate-forme de force dans l'évaluation de l'équilibre postural contribue à une meilleure compréhension des mécanismes et des stratégies du système de contrôle de l'équilibre. Ce projet de recherche a donc pour but d'améliorer la valeur d'information des mesures d'équilibre obtenues à l'aide d'une plate-forme de force.

Le centre de pression (COP) possède une variabilité intrinsèque qui diminue la variance de la valeur vraie et par conséquent, diminue la fidélité et la validité des mesures du COP. Nous avons d'abord estimé la fidélité intrasession de plusieurs mesures du COP selon un modèle statistique basé sur la variance d'erreur et ce, sur différentes durées d'acquisition du signal COP. En général, la fidélité des mesures du COP augmente avec la durée d'acquisition. Nos résultats démontrent que la vitesse moyenne est la mesure du COP la plus fidèle, où la valeur moyenne de deux essais de deux minutes procure une excellente fidélité ( $ICC > .90$ ).

L'évaluation de l'équilibre postural se fait également en considérant la relation entre le COP et le centre de masse (COM). Nous avons donc comparé trois méthodes d'estimation du COM, soit (a) la méthode segmentaire, (b) une méthode d'intégration des forces de réaction (GLP) et (c) une méthode utilisant un filtre passe-bas défini par la fréquence naturelle d'oscillation du corps (LPF). La validité de la méthode segmentaire a d'abord été améliorée à l'aide d'ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov. Les résultats obtenus dans notre étude démontrent que la méthode GLP et la méthode segmentaire procurent une estimation

de la trajectoire du COM similaire, et ce peu importe la condition d'équilibre (quasi-statique, équilibre sur une jambe, oscillations volontaires). La trajectoire du COM est toujours de plus faible amplitude et à l'intérieur de celle du COP. Cependant, le COM estimé par la méthode LPF ne respecte pas toujours cette relation.

Les mesures du COP ont comme prémisses que ce signal est un processus stochastique et randomisé. Nous avons émis l'hypothèse que la trajectoire du COP présente des patrons de déplacement spécifiques et mesurables nommés *shifting*, *drifting*, *fidgeting* et *peak-to-peak*. Nous avons développé des algorithmes afin d'identifier et de quantifier automatiquement ces quatre patrons de déplacement du COP chez des sujets âgés sains et des sujets âgés avec atteintes neurologiques. Nos résultats démontrent que les sujets atteints d'affections neurologiques présentent une amplitude significativement différente des patrons de déplacement du COP lorsque comparés aux sujets sains. Nous avons émis l'hypothèse que certains patrons (*shifting* et *drifting*) de déplacement témoignaient de deux niveaux hiérarchiques (conservateur et opérateur) du contrôle postural.

**MOT CLÉS :** Équilibre postural; centre de pression; centre de masse; plate-forme de force; paramètres inertiels; fidélité; coefficient de corrélation intra-classe, intégration des forces de réaction; patrons de déplacement; sujets humains âgés.

## ABSTRACT

---

The incidence of falls in the elderly as well as their social and medical impacts has led to a great deal of research about postural stability. Several clinical and laboratory methods have been developed to assess postural stability. The present work is aimed to increase the usefulness of a force platform to assess postural stability.

The center of pressure (COP) is a common variable to quantify postural control. Like many biological measurements, the COP has an intrinsic variability that affects the reliability and the validity of postural control outcomes. The unreliability of the postural steadiness measures decreases the power of a study to detect differences. We estimate the intrasession reliability using a statistical design based on the measurement error on different time interval. In general, the reliability increases with the duration of the trial. It was found that the COP mean velocity is the most reliable COP variable. Only two trials of two minutes must be averaged to obtain an ICC over .90 in both A/P and M/L directions.

Evaluation of postural control is often based on the interpretation of the mechanical relationship between COM and COP. We compare three methods to estimate the COM which are based on different biomechanical considerations: (1) the kinematic method; (2) the zero-point-to-zero-point double integration technique (GLP) and (3) the COP filter method (LPF). The validity of the kinematic method was increased by extending the adjustments Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters. Our results show that the GLP method is comparable to the kinematic

method. Both methods are independent of standing conditions. The COP moves continuously anteriorly and posteriorly with respect to the COM, and the displacement of the COP is greater than the COM. However, the COM estimated by the LPF method is not always within the COP trajectory.

Common measurements of postural steadiness are based on the assumption that the COP displacement is a random process. We conduct a study based on the opposite idea in which specific patterns (shifting, drifting, fidgeting and peak-to-peak) of COP displacement were quantified using computer automatic recognition algorithms. Elderly patients with neurological impairments show significant differences in COP migration patterns amplitude compared to healthy elderly patients. It is hypothesized that the 'conservative' and 'operative' level of the postural control system may be in relation to these COP migration patterns.

**KEYWORDS:** Postural equilibrium; center of pressure; center of mass; force-plate; mass inertia parameters; reliability, intraclass correlation coefficient; ground reaction forces integration; patterns migration; elderly subjects.

## **TABLES DES MATIÈRES**

Résumé .....	iii
Abstract .....	v
Table des matières .....	vii
Liste des tableaux .....	xii
Liste des figures.....	xiv
Liste des abréviations .....	xvii
Remerciements .....	xix
<b>CHAPITRE I. INTRODUCTION .....</b>	<b>1</b>
<b>CHAPITRE II. CADRE THÉORIQUE .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1. THÉORIES ET MODÈLES DU CONTRÔLE POSTURAL.....</b>	<b>11</b>
2.1.1. Théorie des systèmes du contrôle postural .....	12
2.1.1.1. Afférences visuelles .....	14
2.1.1.2. Afférences proprioceptives.....	15
2.1.1.3. Afférences vestibulaires .....	18
2.1.2. Modèle du pendule inversé.....	20
<b>2.2. VARIABLES BIOMÉCANIQUES ET CONTRÔLE POSTURAL .....</b>	<b>26</b>
2.2.1. Centre de pression (COP).....	26
2.2.1.1. Analyse du domaine temporel du COP .....	26

2.2.1.2. Analyse du domaine fréquentiel du COP .....	27
2.2.1.3. Analyse par patrons de migration.....	28
2.2.1.4. Effet de la durée et de la fréquence d'acquisition sur le COP.....	30
2.2.2. Centre de masse (COM) .....	33
2.2.2.1. La méthode segmentaire.....	34
2.2.2.2. La méthode du marqueur unique.....	38
2.2.2.3. La méthode du filtre passe-bas du COP .....	40
2.2.2.4. Intégration des forces de réaction.....	41
2.2.3. La variable COP- COM .....	45
2.2.4. Variance et fidélité des mesures du COP en posture debout quasi- statique.....	46
2.3. OBJECTIFS SPÉCIFIQUES.....	48

### CHAPITRE III. ARTICLE I: AJUSTEMENTS DES PARAMÈTRES

INERTIELS DE ZATSIORSKY-SELUYANOV .....	51
3.1. Situation de l'article 1 dans la thèse.....	51
3.2. Abstract .....	53
3.3. Introduction.....	53
3.4. Methods.....	55
3.4.1. Adjustments of mass inertia parameters .....	55
3.4.2. Relative segment center of mass location.....	55
3.4.3. Relative segment radius of gyration location .....	58
3.5. Results .....	58

3.6. Discussion .....	61
-----------------------	----

#### **CHAPITRE IV. ARTICLE 2: COMPARAISON OF THREE METHODS TO**

<b>ESTIMATE THE CENTER OF MASS DURING BALANCE ASSESSMENT .....</b>	<b>63</b>
--	-----------

4.1. Situation de l'article 2 dans la thèse.....	63
4.2. Abstract .....	65
4.3. Introduction.....	66
4.4. Methods.....	68
4.4.1. Protocol and data collection .....	68
4.4.2. Estimating the COM trajectory in quiet standing.....	69
4.4.3. Statistical analysis.....	76
4.5. Results .....	76
4.6. Discussion .....	80

#### **CHAPITRE V. ARTICLE 3: INTRASESSION RELIABILITY OF CENTER OF**

<b>PRESSURE MEASURES OF POSTURAL STEADINESS IN HEALTHY ELDERLY .....</b>	<b>82</b>
--	-----------

5.1. Situation de l'article 3 dans la thèse.....	82
5.2. Abstract .....	84
5.3. Introduction.....	85
5.4. Methods.....	88
5.4.1. Subjects.....	88
5.4.2. Procedure.....	89
5.4.3. Data analysis.....	90

5.5. Results.....	92
5.6. Discussion .....	96
<b>CHAPITRE VI. ARTICLE 4: CENTER OF PRESSURE PATTERNS DISPLACEMENT ANALYSIS DURING QUIET STANDING IN HEALTHY ELDERLY AND NEUROLOGICALLY IMPAIRED SUBJECTS .....</b>	<b>101</b>
6.1. Situation de l'article 4 dans la thèse.....	101
6.2. Abstract .....	103
6.3. Introduction.....	104
6.4. Methods.....	107
6.4.1. Terminology, model and algorithms .....	107
6.4.2. Experimental protocol .....	112
6.4.3. Criteria dependence of COP patterns in quiet standing.....	114
6.5. Results.....	119
6.6. Discussion .....	122
<b>CHAPITRE VII. DISCUSSION .....</b>	<b>126</b>
7.1. Ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov .....	126
7.2. Validité concomitante des méthodes d'estimation du COM.....	129
7.3. Fidélité intrasession des mesures du COP .....	132
7.4. Patrons de déplacement du COP en posture debout quasi-statique .....	138
<b>CHAPITRE VIII. CONCLUSION GÉNÉRALE.....</b>	<b>143</b>

**RÉFÉRENCES** ..... 146

**LISTE DES TABLEAUX**

---

Tableau 1.I.	Taux d'hospitalisation moyen par groupe d'âge .....	3
Tableau 2.II.	Études de fidélité intra-session sur différentes mesures du COP .....	47
Tableau 3.I.	Nomenclature and definition of terms .....	57
Tableau 3.II.	Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters for male subjects. ....	59
Tableau 3.III.	Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters for female subjects. ....	60
Tableau 4.I.	Segments and markers description of the anthropometric model used in the kinematic method .....	72
Tableau 5.I.	Summary of intrasession reliability studies of different postural steadiness variables .....	87

Tableau 5.II. Intraclass correlation coefficient (ICC) values of one trial and number of trials (k) to be average to obtain $ICC \geq .90$ of COP variables for 30 seconds, 60 seconds, and 120 seconds trial duration.....	93
Tableau 5.III. Minimal metrically detectable change (MMDC) values of COP measures for 120 seconds trial duration.....	94
Tableau 6.I. Groups characteristics .....	113
Tableau 6.II. Average frequency and amplitude of COP patterns recognized by computer algorithms.....	119

**LISTE DES FIGURES**

---

Figure 2.1.	Modèle du pendule inversé et variables cinétiques .....	22
Figure 2.2.	Modèle du pendule inversé dans le plan sagittal et variables cinématiques.....	24
Figure 3.1.	Graphic description of anthropometric data used to estimate segmental mass inertia parameters. ....	59
Figure 4.1.	Location of the 16 LEDs defining the 13-segment model to estimate body COM.....	71
Figure 4.2.	Trajectories of the COP and COM estimated by the kinematic method (COM), the GLP method and the LPF method during quiet standing and one legged stance .....	77
Figure 4.3.	Trajectories of the COP and COM estimated by the kinematic method (COM), the GLP method and the LPF method during voluntary oscillation around the ankle and voluntary oscillation at hip and ankle.....	78

Figure 4.4.	Average RMS differences (mm) of COM time series between COM estimation methods in A/P and M/L directions.....	79
Figure 5.1.	Intraclass correlation coefficient (ICC) values of the RMS of the COP in A/P and M/L .....	95
Figure 5.2.	Intraclass correlation coefficient (ICC) values of the COP mean velocity in A/P and M/L.....	95
Figure 5.3.	Intraclass correlation coefficient (ICC) values of the COP range in A/P and M/L.....	96
Figure 6.1.	Shift pattern and algorithm criteria. Nine seconds COP data of an STROKE elderly subject .....	108
Figure 6.2.	Drift pattern and algorithm criteria. Fifteen seconds COP data of an STROKE elderly subject.....	109
Figure 6.3.	Fidget pattern and algorithm criteria. Fifteen seconds COP data of a PDN elderly subject .....	110

Figure 6.4.	Characterization of the 'peak-to-peak' patterns (10 seconds of COP displacement in M/L of a DPN subject (A) and young healthy adult (B)).....	111
Figure 6.5.	Criteria dependence of the COP patterns in quiet standing in A/P direction.....	118
Figure 6.6.	Average frequency of patterns recognized by computer algorithms in A/P and M/L.....	120
Figure 6.7.	Average amplitude of patterns recognized by computer algorithms in A/P and M/L.....	121

## **LISTE DES ABRÉVIATIONS**

---

3D:	Trois dimensions
$\emptyset_{COM}$ :	Contenu fréquentiel du centre de masse
$\emptyset_{COP}$ :	Contenu fréquentiel du centre de pression
$\phi_{COM} / \phi_{COP}$ :	Filtre passe-bas basé sur la fréquence naturelle d'oscillation
A/P:	Antéro-postérieure
AVA:	Accident de véhicules automobiles
AVQ:	Activités de la vie quotidienne
CI:	Intervalle de confiance
CSN:	Central nervous system
COM:	Centre de masse
COP:	Centre de pression
COP-COM:	Variable centre-de-pression moins centre-de-masse
CV:	Coefficient de variation
FFT:	Transformé rapide de Fourier
$F_x, F_H$ :	Force de réaction horizontale
GLP:	Méthode d'intégration des forces "zero-point-to-zero-point"
HAT:	Segment composé de la tête, des bras et du tronc
Hz:	<i>Hertz</i>
ICC:	Coefficient de fidélité intraclasse
$k$ :	nombre d'essais

LPF:	Méthode de filtre passe-bas du COP par la fréquence naturelle d'oscillation
M/L:	Médio-latéral
MIP:	Paramètres inertiels
MMDC:	<i>Minimal metrically detectable change</i>
MPF:	Fréquence moyenne du spectre de puissance
MedPF:	Fréquence médiane du spectre de puissance
$n$ :	Grandeur de l'échantillon
PDN:	Sujet diabétique avec neuropathie périphérique
PUS:	Posture debout sans contrainte
R*:	Coefficient de fidélité attendu
RMS:	erreur quadratique moyenne
$S_{\text{axis}}$ :	Axe sagittal segmentaire
$S_e$ :	Erreur standard
SD:	Écart-type
$S_x$ :	Écart-type
SNC:	Système nerveux central
STROKE:	Sujet ayant subi un accident cérébro-vasculaire
$T_{\text{axis}}$ :	Axe transverse segmentaire
$V(t_0)$ :	Seconde constante d'intégration, la vitesse initiale
$\bar{x}$ :	Moyenne
$X(t_0)$ :	Première constante d'intégration, la position initiale

## REMERCIEMENTS

---

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Dr François Prince. Dr Prince, la plus grande qualité que vous savez inculquer à vos étudiants est cette faculté d'observation et de synthèse des résultats de recherche. Par votre passion pour la recherche et vos grandes qualités humaines, vous faites grandir cette même passion pour la recherche à vos étudiants. Je tiens précisément à vous remercier pour les opportunités académiques uniques que j'ai eu la chance de vivre durant ma formation doctorale. Je vous dis sincèrement un grand merci.

J'aimerais spécialement remercier le Dr Marcos Duarte, de l'Université de São Paulo au Brésil. Vous m'avez grandement aidé à utiliser efficacement le programme MATLAB durant mon stage de recherche dans votre laboratoire. Vos compétences scientifiques ont fortement influencé ma vision de la recherche et de l'enseignement universitaire. Votre accueil fût mémorable.

Un merci spécial à mes collègues et amis du laboratoire qui par leurs personnalités remarquables, m'ont permis de travailler dans un environnement des plus agréable. Je remercie particulièrement M. Sébastien Delorme pour son assistance sur MATLAB.

J'aimerais enfin remercier le Dr Réjean Hébert et le Dr Louis Laurencelle, qui durant ma formation aux cycles supérieurs, m'ont donné une formation unique en statistique et méthodologie de recherche.

## **REMERCIEMENTS**

---

Tout d'abord, je tiens à remercier mon directeur de recherche, le Dr François Prince. Dr Prince, la plus grande qualité que vous savez inculquer à vos étudiants est cette faculté d'observation et de synthèse des résultats de recherche. Par votre passion pour la recherche et vos grandes qualités humaines, vous faites grandir cette même passion pour la recherche à vos étudiants. Je tiens précisément à vous remercier pour les opportunités académiques uniques que j'ai eu la chance de vivre durant ma formation doctorale. Je vous dis sincèrement un grand merci.

J'aimerais spécialement remercier le Dr Marcos Duarte, de l'Université de São Paulo au Brésil. Vous m'avez grandement aidé à utiliser efficacement le programme MATLAB durant mon stage de recherche dans votre laboratoire. Vos compétences scientifiques ont fortement influencé ma vision de la recherche et de l'enseignement universitaire. Votre accueil fût mémorable.

Un merci spécial à mes collègues et amis du laboratoire qui par leurs personnalités remarquables, m'ont permis de travailler dans un environnement des plus agréable. Je remercie particulièrement M. Sébastien Delorme pour son assistance sur MATLAB.

J'aimerais enfin remercier le Dr Réjean Hébert et le Dr Louis Laurencelle, qui durant ma formation aux cycles supérieurs, m'ont donné une formation unique en statistique et méthodologie de recherche.

## CHAPITRE I INTRODUCTION

---

*La metrologia non é scienza, é un incubo*  
*Metrology is not a science; it's a nightmare*  
*La métrologie n'est pas une science, c'est un cauchemar!*  
Gaetano de Sanctis (1870-1957)

L'incidence des chutes de personnes âgées et leurs conséquences dramatiques sur leur autonomie fonctionnelle, leur vie sociale et leur santé physique ont suscité un grand nombre de recherche depuis quelques décennies. Plusieurs études transversales indiquent que l'incidence des chutes s'élève à 30% chez les personnes âgées de plus de 65 ans et vivant dans la communauté (Tinetti, Speechley et Ginter, 1988; Nevitt et al., 1989; O'Loughlin et al., 1993; Hornbrook, Stevens et Wingfield, 1994; Vellas et al., 1998). Plus précisément, 8% à 17% des personnes âgées chutent annuellement et ce, à de multiples reprises (Perry, 1982; Prudham et Evans, 1981; Tinetti et al., 1988). Des études prospectives dénotent une incidence similaire. En effet, une cohorte menée auprès de 885 aînées de plus de 71 ans (Tinetti et Williams, 1998) démontre une incidence de 26% des chuteurs dont 9% d'entre eux ont chuté à deux reprises ou plus durant la première année de l'étude. L'analyse des résultats sur une période de trois ans indique une incidence plus élevée des chuteurs multiples (18%) et des chuteurs avec blessures (10%).

Winter (1995) a comparé le ratio de décès conséquent des chutes chez les aînés avec celui conséquent des accidents de véhicules automobiles (AVA) chez les jeunes adultes (15-29 ans) de façon à illustrer l'ampleur du problème des chutes chez les

aînés. Chez les personnes âgées de 80 ans et plus, ce ratio est près de 9 fois plus élevé que les jeunes adultes alors que chez les 70-79 ans, le ratio de décès est légèrement plus élevé que celui des décès attribués aux AVA chez les jeunes adultes. Globalement, les chutes accidentelles viennent au sixième rang des causes de décès et au deuxième rang des causes d'hospitalisation chez les aînés (Santé Canada, 1999). Au Québec, pour la période 1997-1998, le taux de décès annuel par chutes non intentionnelles s'est élevé à environ 60 par 100 000 chez les 75-84 ans et à plus de 355 par 100 000 personnes chez les 85 ans et plus (Hamel, 2001). Les causes de chutes sont en majeure partie liées aux glissades et trébuchement (11%) et les chutes dans (ou d'un) escalier (5%). Cependant, environ 74% des fractures n'ont pas de causes bien précisées (Hamel, 2001). Les fractures des membres inférieurs sont la cause médicale la plus répandue d'hospitalisation et expliquent près du deux tiers des décès.

Les dépenses gouvernementales en matière de santé pour les aînés de 65 ans et plus constituaient 42,7% des dépenses totales en santé en 2001 mais ces derniers représentaient moins de 13% de la population canadienne (Santé Canada, 2001). Le taux d'hospitalisation pour chutes non-intentionnelles est relativement stable chez les adultes jusqu'à 64 ans (environ 148 par 100 000) et augmente dramatiquement chez les 75-84 ans (1580 par 100 000) et ce, plus particulièrement chez les femmes (Hamel, 2001). Chaque personne âgée de 85 ans et plus occupe en moyenne 0.6 jour d'hospitalisation suite à une chute, ce qui est énorme comparativement à la moyenne de la population, c'est-à-dire 0.028 (Tableau 1.I).

Tableau 1.I. Taux d'hospitalisation moyen par groupe d'âge.

Groupe d'âge	Taux ajusté / 100 000	Nombre de jours moyen par personne
15-24	323	0,003
25-44	503	0,005
45-64	1 551	0,016
65-74	6 967	0,070
75-84	24 956	0,250
85 et +	63 781	0,637
<b>Total (moyenne)</b>	<b>2 767</b>	<b>0,028</b>

Tiré de Hamel (2001)

Au Canada en 2001, les personnes âgées de 65 ans et plus représentaient 12.7% de la population totale (Statistiques Canada, 2001). Entre 1991 et 2001, la population canadienne âgée de 80 ans et plus a atteint 932 000 personnes, soit une augmentation de 41% durant la décennie. D'ici 2011, on estime qu'elle aura atteint 1,3 millions (Statistiques Canada, 2002). Selon ces données, le groupe d'âge 45-64 ans a connu également une augmentation importante, soit de 36% durant cette période. En 2001, les personnes âgées représentaient environ 13% (soit 3.9 millions de personnes) de la population canadienne et les projections démographiques stipulent qu'elles atteindront une proportion de 15% en 2011, soit plus de 4.8 millions de personnes âgées de 65 ans et plus (Statistiques Canada, 2002). Globalement, le nombre de

femmes dépasse légèrement celui des hommes. Cependant, chez les 65 ans et plus, on compte environ 75 hommes âgés pour 100 femmes âgées.

Il a été démontré que les chutes, plus particulièrement les chutes répétitives, ont un effet dramatique sur la restriction des activités de la vie quotidienne (AVQ), les activités sociales ainsi que la participation aux activités physiques (Tinetti et Williams, 1998). Les chuteurs limitent eux-mêmes leurs AVQ par crainte de chuter à nouveau (Arfken et al., 1994; Howland et al., 1993) et d'une manière plus importante chez les personnes ayant subi une chute avec blessures (Tinetti et Williams, 1998). Walker et Howland (1991) ont montré que 41% des sujets rapportaient éviter de participer à certaines activités par crainte de chuter.

L'augmentation prédite de la population des personnes âgées dans les prochaines années, une proportion plus élevée de femmes étant davantage à risque de chutes avec blessures, les coûts de soins de santé qui en découlent et qui plus est, les conséquences sur leur autonomie fonctionnelle imputent à la problématique des chutes chez les aînés une dimension de santé publique toujours d'actualité.

L'étiologie des chutes chez les personnes âgées est composée de facteurs intrinsèques et extrinsèques (Tinetti, Speechley et Ginter, 1988). Les facteurs intrinsèques sont définis comme étant relatifs à l'individu proprement dit alors que les facteurs extrinsèques sont inhérents à l'environnement immédiat de l'individu. Parmi les facteurs intrinsèques les mieux connus, notons l'âge et le genre – où les femmes

sont davantage prédisposées à subir des chutes avec blessures, et ce surtout chez les 75 ans et plus (Tinetti et Williams, 1998; Hamel, 2001). Une diminution de la force des muscles extenseurs du genou a été associée à une plus grande incidence des chutes (Tinetti, Williams et Mayewski, 1986). L'instabilité posturale est également un facteur intrinsèque fortement associé à l'incidence des chutes chez les aînés (Tinetti, Speechley et Ginter, 1988; Lord, Clark et Webster, 1991; O'Loughlin et al., 1993; Shumway-Cook et al., 1997). C'est précisément ce dernier facteur, c'est-à-dire l'évaluation de l'équilibre postural, qui le thème de cette thèse.

Le système de contrôle de l'équilibre constitue une organisation complexe des afférences sensorielles et des réponses motrices dans une chaîne cinétique à plusieurs degrés de liberté. Cette tâche complexe unit deux fonctions, soit l'orientation posturale et la stabilité posturale (Macpherson, Fung, et Jacobs, 1997; Horak et Macpherson, 1996). L'orientation posturale réfère à l'habileté de maintenir l'alignement et la position relative des segments corporels entre eux et par rapport à l'environnement. La stabilité posturale correspond à l'état mécanique dans lequel les forces agissantes aux articulations sont en équilibre afin que le corps demeure en position relativement stable (équilibre quasi-statique) ou en mouvement d'une manière contrôlée (équilibre dynamique). En posture debout, la stabilité posturale est cette habileté du système nerveux à conserver l'état d'équilibre sous le champ gravitationnel en maintenant le centre de masse (COM) à l'intérieur de la base de support (Gurfinkel, 1973; Horak, 1987; Massion, 1992; Winter, 1995). Brièvement, le COM représente l'ensemble de la masse corporelle en un point dans l'espace. Le

COM est ainsi contrôlé par le système nerveux central (SNC) de façon à prévenir qu'il excède cette base de support relativement petite, formée par la position des pieds. Dans l'éventualité contraire, c'est-à-dire que le COM surpasse la base de support, une perte d'équilibre se produit et une chute peut survenir (Winter, 1995).

Plusieurs tests ont été développés afin de d'évaluer les personnes âgées ayant un équilibre postural précaire. Ces tests d'évaluation de l'équilibre peuvent être regroupées en trois catégories, soit (a) l'approche fonctionnelle, (b) l'approche par système et (c) la posturographie (Horak, 1997). D'une part, l'approche fonctionnelle consiste à évaluer le contrôle de l'équilibre à l'aide de différentes tâches reflétant le degré de difficulté des AVQ (Berg et al., 1992; Tinetti, 1986). Les activités telles se lever debout de la position assise et tourner la tête en marchant sont des exemples de tâches 'écologiques' incluses dans ces batteries de tests. Pendant l'observation directe du patient ou lors du visionnement d'une vidéo à posteriori, le clinicien évalue la performance de ce dernier à l'aide d'échelles subjectives ordinales ou par chronométrie. La performance de ce dernier est comparée à des valeurs normatives, catégorisées par groupes d'âges ou selon un critère temporel prévu par le test. Malgré une composante subjective importante, il n'en demeure pas moins que ces tests démontrent une fidélité inter-juge satisfaisante (Berg, Wood-Dauphinee et Williams, 1995).

L'approche par systèmes est utilisée pour caractériser les multiples composantes qui assurent le contrôle postural. Le contrôle de la posture est ainsi

composé du système musculo-squelettique, du système sensoriel et du système d'intégration sensorimoteur (Horak, 1997; Woollacott et Shumway-Cook, 1990). Les composantes du système musculo-squelettique sont, d'une manière plus spécifique, la force musculaire et l'amplitude articulaire. Le système sensoriel informe le SNC à l'aide des afférences proprioceptives, vestibulaires et visuelles de la position du corps dans l'espace ainsi que de l'état de celui, à savoir s'il est en position quasi-statique stable ou en mouvement. Le système d'intégration sensorimoteur analyse les afférences sensorielles et programme une réponse motrice appropriée alors que le système musculo-squelettique génère les forces nécessaires au maintien de l'équilibre (Nashner et McCollum, 1985). Avec l'approche par systèmes, plusieurs conditions d'évaluation de l'équilibre permettent d'identifier les causes sous-jacentes du déficit postural. Parmi ces conditions, notons la réduction du champ visuel (vision périphérique réduite, yeux fermés, champ visuel conflictuel) et les multiples altérations soudaines de la base de support (perturbations inattendues et attendues, grandeur de la base de support, la position des pieds, etc.). En utilisant ces conditions, il est possible de déterminer les limitations ou les contraintes liées à chacune des composantes de l'équilibre postural. Cependant, la réponse posturale à la suite de perturbations de la base de support est dépendante du niveau d'attention de l'individu (Horak, Diener et Nashner, 1989; Beckley et al., 1991). De plus, l'utilisation de perturbations externes peut ne pas convenir à certaines personnes présentant une affection neurologique ou âgées.

Enfin, l'approche en laboratoire de l'évaluation du contrôle postural s'appuie sur des mesures strictement quantitatives. En effet, il s'agit de quantifier les paramètres cinématiques, cinétiques et électromyographiques de l'équilibre tels le déplacement du COM, la vitesse du COP et la séquence et les latences d'activation des muscles posturaux pour n'en nommer que quelques uns. L'étude de l'équilibre en laboratoire s'effectue en posture debout quasi-statique ou sous perturbation mécanique de la base de support. Cette approche est d'ailleurs fréquemment jumelée à l'approche par systèmes afin de déterminer la contribution relative des diverses composantes du système de contrôle postural et de façon plus distinct, les afférences sensorielles.

Environ 50% des chutes surviennent durant des événements de la locomotion tels l'initiation et/ou arrêt de la marche, les changements de direction ou encore les impondérables tels l'évitement d'un obstacle ou un contact avec une autre personne (Ashley, 1977; Gabell, Simons et Nayak, 1985; Prudham et Evans, 1981). En dépit qu'une forte proportion des chutes est attribuée à des événements associés à la locomotion, les études en laboratoire portant sur le contrôle postural se sont majoritairement déroulées en posture debout quasi-statique (voir revue de Prieto Prieto, Myklebust et Myklebust, 1993; Winter, 1995). La posture debout est instable en soi, puisque le COM corporel est situé à environ 55% de la taille de l'individu et la projection du centre de gravité est légèrement antérieure aux chevilles. L'analyse de l'équilibre quasi-statique permet de quantifier l'efficacité du système nerveux à maintenir une posture stable sous l'action de la gravité et s'effectue généralement en

mesurant l'oscillation posturale. L'oscillation posturale quasi-statique a été associée à un risque plus élevé de chutes (Brocklehurst, Robertson et James-Groom, 1982; Lichtenstein et al., 1988; Overstall et al., 1977). La prémisse de ce type d'approche se résume à dire qu'une grande amplitude d'oscillation témoigne d'un mauvais contrôle postural (Sinclair et Nayak, 1990). En général, le déplacement du centre de pression (COP) est vu comme un indicateur de la stabilité posturale. Brièvement, le COP est le point d'application de la force de réaction résultante sous les pieds. Une gamme de variables biomécaniques a cependant émergé incluant diverses mesures du COP. Ces mesures du COP feront l'objet d'une revue plus détaillée dans la prochaine section.

En revanche, cette approche permet de détecter des changements subtils de l'équilibre postural (Alexander, 1994). La quantification des petites variations de l'oscillation posturale permet de faire certaines inférences sur le système de contrôle de l'équilibre (Horak, 1997). Cette approche est objective et possède une précision égale à celle des équipements utilisés. Cependant, la précision des mesures de posturographie n'est pas garante de la validité et la fidélité de ces mesures.

L'objectif général des projets de recherche ayant conduit à cette thèse est d'améliorer l'utilité d'une plate-forme de force dans l'évaluation du contrôle de l'équilibre. Premièrement, nous abordons les techniques d'estimation du COM en posture debout. Le COM est considéré comme la variable contrôlée en posture debout quasi-statique (Winter, 1995, Winter et al., 1998). Le COM est nécessaire au

calcul de la variable COP-COM. Cette dernière variable a été fortement corrélée avec l'accélération du COM (Winter, 1995, Winter et al., 1996) et démontre également une excellente fidélité intra-session et inter-juge (Corriveau et al., 2000a, 2001). L'estimation du COM se fait généralement à l'aide d'une description cinématique segmentaire nécessitant des équipements de précision très coûteux. Par validité concomitante, nous comparons les trajectoires du COM estimés par diverses méthodes, dont la méthode cinématique et certaines méthodes basées sur la mécanique newtonienne. Ces dernières permettent d'estimer le COM à l'aide d'une plate-forme de force uniquement, d'où une application plus adaptée à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique en clinique. Deuxièmement, nous évaluons la fidélité intra-session de plusieurs mesures (6) du COP fréquemment utilisées en laboratoire pour quantifier l'équilibre quasi-statique. En ce sens, nous déterminons la variance d'erreur de ces mesures afin de préciser le nombre d'essai nécessaires pour obtenir une mesure stable, reflétant davantage la valeur vraie du phénomène. Enfin, nous suggérons une nouvelle approche d'analyse du COP, basée sur une analyse séquentielle de la trajectoire du COP et non sur la prémisse que celui-ci est un processus stochastique, tel que considéré par les analyses traditionnelles. Des mesures du COP fidèles et sensibles aux déficits d'équilibre postural pourraient permettre de quantifier d'une manière précise les effets des interventions de réhabilitation. Ceci pourrait mener ultimement à de meilleures stratégies préventives ou des programmes de réhabilitation plus efficaces et mieux adaptés à la clientèle âgée à risque de chute.

## **CHAPITRE II**

### **CADRE THÉORIQUE**

---

Cette recension des écrits portera sur différents aspects du contrôle de l'équilibre postural et ce, sous la perspective de l'approche en laboratoire. La première section aborde brièvement les modèles et théories du contrôle postural. Ensuite, les variables biomécaniques fréquemment utilisées dans l'analyse du contrôle postural en laboratoire seront décrites et expliquées quant à leur valeur d'information sur le contrôle postural et les stratégies motrices du SNC. Ces variables sont le centre de pression (COP), le centre de masse (COM) et les forces de réaction au sol (voir revue de Prieto, Myklebust et Myklebust, 1993).

#### **2.1. THÉORIES ET MODÈLES DU CONTRÔLE POSTURAL**

Dans la littérature, deux théories du contrôle postural ont été proposées. Ces théories sont la théorie réflexe-hiérarchique et la théorie des systèmes. La théorie réflexe-hiérarchique stipule que le contrôle moteur évolue d'une manière séquentielle dans une hiérarchie strictement verticale. Selon cette théorie, la maturation du SNC fait en sorte que les réflexes spinaux primitifs (e.g. réflexes d'étirement) font place graduellement à des réponses motrices intégrées à des niveaux supérieurs, ceux-ci étant ultimement situés au niveau du cortex (Woollacott et Shumway-Cook, 1990). Ceci revient à dire que le développement moteur passe progressivement du contrôle réflexe au contrôle cortical. Ce modèle prédit qu'avant d'atteindre un stade de développement subséquent, les réactions posturales doivent avoir atteintes la maturité

nécessaire de l'étape de développement précédente. Le contrôle postural est hypothétiquement dépendant des diverses interactions réflexes (Sherrington, 1906). Hellebrandt (1938) a introduit la stratégie du réflexe d'étirement où les mouvements du COM induiraient des réponses réflexes des muscles posturaux.

Une plus récente théorie du contrôle de l'équilibre a émergé suite à la contribution importante de Bernstein (1967) sur le contrôle moteur. Plusieurs expérimentations en laboratoire ont mis en évidence l'apport de différents facteurs nerveux (périphériques ou centraux) dans l'organisation d'une réponse posturale appropriée (Horak, Nashner, Diener, 1990; Nashner, 1971; Nashner, 1976; Nashner, 1977; Nashner, Black et Wall, 1982; Nashner, Shumaway-Cook et Marin, 1983; Nashner et Woollacoot, 1979; Woollacoot, Shumway-cook, Nashner, 1986). Cette théorie, nommée théorie des systèmes, fait l'objet d'un certain consensus dans la littérature et sera par conséquent expliquée avec plus de détails dans la prochaine section.

### **2.1.1. La théorie des systèmes du contrôle postural.**

Selon les hypothèses émises par Bernstein (1967), le contrôle du mouvement par le SNC se fait en considérant les propriétés inertielles des segments ainsi que certains facteurs physiologiques dont la longueur ponctuelle du muscle et/ou le taux de variation de celle-ci. L'approche de Bernstein a influencé la conception du contrôle de l'équilibre par le SCN et a conduit à une série de paradigmes expérimentaux pour mieux comprendre le système de contrôle de l'équilibre. Ce

modèle présume une intégration sensori-motrice à des niveaux supérieurs du SNC lui permettant ainsi une capacité d'adaptation et une plasticité accrue pour répondre un éventail de conditions de déséquilibre (Massion, 1992). Plusieurs études ont évalué l'oscillation posturale à la suite d'une diminution des informations sensorielles en posture debout quasi-statique. Cependant, pour mieux comprendre le rôle des afférences dans le contrôle de l'équilibre, il ne suffit pas que de quantifier l'oscillation posturale. Il devient alors impératif de savoir comment et sous quelles conditions l'équilibre postural est compromis. Ainsi, plusieurs chercheurs ont décrit les patrons d'activation musculaires et les réactions posturales suite à différentes formes d'altération des afférences sensorielles ou suite à une perturbation mécanique de la base de support (Horak et Nashner, 1986; Horak, Nashner et Diener, 1990; Nashner, 1976; Woollacoot, Shumway-cook, Nashner, 1986).

Les afférences utiles au contrôle de l'équilibre proviennent minimalement de trois modalités, soit (a) les afférences visuelles, (b) les afférences vestibulaires et (c) les afférences proprioceptives. Il a cependant été suggéré qu'une quatrième source d'afférences, provenant des appareils tendineux de Golgi, informe le SNC de l'activité gravitationnelle (Dietz et al., 1989; Dietz et al., 1992). Puisque le contrôle de l'équilibre en posture debout est constamment soumis au champ gravitationnel, ces afférences seraient utiles à l'estimation de la position du COM corporel (Winter, 1995).

**2.1.1.1. Afférences visuelles.** La vision permet de localiser les objets et le corps dans l'espace et informe le SNC de la direction et de la vitesse des mouvements et ce, en références égocentrique (entre les segments corporels) et exocentrique (par rapport à l'environnement immédiat). Depuis le classique test de Romberg (1853), plusieurs études ont mise en évidence le rôle de la vision dans le contrôle de l'équilibre. Le quotient de Romberg, qui consiste au rapport 'yeux ouverts/yeux fermés' de l'oscillation posturale, témoigne de l'importance des afférences visuelles sur l'équilibre (Okubo et al., 1980). Lorsque les yeux sont fermés, il y a augmentation de l'oscillation posturale en posture debout quasi-statique – cette observation étant plus prononcée chez les personnes âgées (Hasselkus & Shambes, 1975). Les variations de luminosité ambiante affecte la stabilité posturale (Kapsyten, 1979) et ce d'une manière plus importante chez les aînés (Simoneau et al., 1999; Hay et al., 1996).

Une faible acuité visuelle a été associée à une incidence des chutes accrue chez les aînés (Tobis et al., 1985). La vision des personnes âgées requiert trois fois plus de contraste en présence d'un stimulus à basse fréquence et possède une perception des profondeurs moins précise (Sekuler et Hutman, 1980; Sekuler, Hutman et Owsley, 1980; Manchester et al., 1989). Les aînés ont une vision qui est davantage axée sur la périphérie (Woollacott, Inglis et Manchester, 1988). La vision centrale, l'acuité distale et la perception des profondeurs s'avèrent des paramètres importants de la vision dans le contrôle de l'équilibre (Paulus, Straube et Brandt, 1984). L'une des variables les plus critiques de la stabilisation posturale par la vision est la distance de

l'objet de référence. En effet, plus la distance de l'objet de référence est grande, plus la vitesse d'oscillation (excursion totale du COP/temps) est élevée (Paulus et al., 1989).

**2.1.1.2. Afférences proprioceptives.** Les afférences proprioceptives proviennent des mécanorécepteurs cutanés et articulaires ainsi que des fuseaux neuromusculaires. Les fuseaux neuromusculaires pourraient jouer un rôle essentiel dans le contrôle de l'équilibre. En effet, la représentation géométrique du corps serait définie à l'aide des afférences neuromusculaires de type Ia (dynamique) et de type II (statique) qui informeraient le SNC de la relation des segments entre eux (Massion, 1992; Roll, Vedel et Ribot, 1989). Le rôle des afférences neuromusculaires dans le contrôle de l'équilibre a été mis en évidence en appliquant une vibration mécanique sur les tendons de certains muscles posturaux tels les gastrocnémiens, les tibialis antérieurs et les muscles de la loge postérieure du tronc. (Eklund, 1972; Karounoudias et al., 1999; Sorensen, Hollands et Patla., 2002). Les fuseaux neuromusculaires pourraient être une source d'afférence continue puisque l'application de vibrations mécaniques sur les tendons des muscles posturaux situé sur l'ensemble de l'axe vertical corporel affecte l'équilibre postural (Roll et Roll, 1988; Karounoudias et al., 1999). Une stimulation par vibration mécanique induit une sensation de mouvement (variations de la longueur des fuseaux neuromusculaires) et provoque ainsi des ajustements posturaux inappropriés, c'est-à-dire dans le sens opposé au mouvement (Roll, Vedel et Ribot, 1989). Les résultats des études obtenus sous vibrations mécaniques démontrent une intégration des

informations proprioceptives provenant de différents niveaux musculaires par le SNC afin de conserver l'orientation et l'équilibre postural (Karounoudias et al., 1999).

On a récemment souligné que les afférences issues des mécanorécepteurs cutanés pourraient contribuer au contrôle de l'équilibre (Do, Bussel et Breniere, 1990; Duysens, Clarac, Cruse, 2000; Kavounoudias, Roll et Roll, 1998; Kavounoudias, Roll et Roll, 2001; Magnusson et al., 1990; Maki et al., 1999). Récemment, Kavounoudias, Roll et Roll (2001) ont utilisé des vibrations mécaniques à basse fréquence (20 à 40Hz) sur la plante des pieds et ont observé des réponses posturales hâtives et en direction opposée à la stimulation. Les mécanorécepteurs de la peau sont sensibles aux vibrations mécaniques, particulièrement les mécanorécepteurs à adaptation lente (Vedel et Roll, 1982), de sorte que les vibrations peuvent donner l'impression que le corps oscille en direction de la stimulation, d'où la réponse posturale en direction opposée. Des vibrations mécaniques simultanées sur les talons et la plante des pieds ne provoquent cependant qu'une légère augmentation de l'oscillation posturale, sans direction particulière (Kavounoudias, Roll et Roll, 1998). Diener et al. (1984) ont démontré qu'un bloc ischémique à la cheville influence seulement les réponses posturales à faible amplitude et basse fréquence (0.3 Hz). Ces résultats supportent l'hypothèse que les afférences des mécanorécepteurs de la plante des pieds seraient utiles à la régulation de l'équilibre postural quasi-statique, puisque le spectre de fréquence en équilibre quasi-statique est inférieur à 1 Hz (Winter, 1995).

Les mécanorécepteurs cutanés peuvent être regroupés en deux catégories, soit (a) les récepteurs à adaptation lente et (b) les récepteurs à adaptation rapide. Les mécanorécepteurs cutanés à adaptation rapide sont les corpuscules de Meissner et de Pacini. Ils répondent principalement aux pressions élevées mais cessent leur décharge rapidement, d'où leur profil d'adaptation rapide. Ils sont donc sensibles à la variation des stimuli, bref à la vitesse d'apparition des pressions. Les mécanorécepteurs cutanés à adaptation lente sont les corpuscules de Merkel et de Ruffini. Les mécanorécepteurs peuvent donc informer de la localisation et la vitesse de déplacement du COP.

Par anesthésie hypothermique de la plante de pieds, Magnusson et al. (1990) ont obtenu une augmentation de la vitesse d'oscillation du COP, et ce en présence de la vision, démontrant ainsi toute l'importance des afférences cutanées dans le contrôle de l'équilibre quasi-statique. La perception de la position statique des articulations des membres inférieurs n'a pas été modifiée de manière prononcée chez les aînés (Kokmen, Bossemeyer et Williams, 1978). Cependant, lors de mouvements lents, les personnes âgées ont de la difficulté à détecter le mouvement de leurs segments (Skinner, Barrack et Cook, 1988). Blaszczyk, Hansen et Lowe (1993) ont évalué l'habileté des personnes âgées à reproduire la position articulaire d'une cheville ayant subi une dorsiflexion en posture debout. Malgré une précision relativement bonne, les personnes âgées produisent une erreur moyenne de positionnement horizontal du pied significativement plus grande (0.9 degrés) que les jeunes adultes (-0.1 degré).

**2.1.1.3. Afférences vestibulaires.** Les afférences vestibulaires proviennent des canaux semi-circulaires et des otolithes situés dans l'oreille interne. Les canaux semi-circulaires sont au nombre de trois et sont positionnés orthogonalement les uns par rapport aux autres. Ils permettent ainsi de détecter les accélérations angulaires de la tête dans les trois plans. Les otolithes sont sensibles au champ gravitationnel et à la position statique de la tête. De plus, ils informent aussi le SNC des accélérations linéaires de la tête.

Quelques auteurs suggèrent que les afférences vestibulaires ne sont pas primordiales dans le contrôle de l'équilibre quasi-statique lorsque les autres afférences sensorielles sont disponibles et valides (Diener et al., 1984; Nashner, Black et Wall, 1982; Horak, Shupert et Mirka, 1989; Horak, Nashner et Diener, 1990). Les patients ayant des lésions vestibulaires répondaient avec une latence d'activation musculaire similaire aux sujets sains suite à de faibles perturbations en translation de la base de support. D'autres études ont cependant rapportées que les sujets ayant des lésions vestibulaires démontraient une latence plus importante dans l'activation des muscles de la cheville (Allum et Pfalz, 1985; Keshner, Allum et Pfaltz, 1987). Les propriétés dynamiques du système vestibulaire peuvent expliquer ces divergences de résultats. Les canaux semi-circulaires ont un seuil de détection d'accélération angulaire autour de  $0,05 \text{ }^\circ/\text{s}^2$  alors que la perception des accélérations linéaires des otolithes est d'environ  $0,05 \text{ m/s}^2$  (Clark et Stewart, 1969; Meiry, 1966). Winter (1995) a obtenu des maxima d'accélération du COM d'environ  $0,04 \text{ m/s}^2$  chez de jeunes adultes. Il est fort probable que les accélérations linéaires au niveau de la

tête soient généralement en deça du seuil de détection du système vestibulaire. De plus, c'est lorsque le déplacement angulaire de la cheville n'est pas proportionnelle à celui du COM (exemple rotation de la base de support ou en présence de perturbation en translation rapide ou à grande amplitude) que les afférences vestibulaires seraient utilisées (Nashner et al., 1990).

L'intégration sensori-motrice du contrôle postural se fait donc à partir de trois sources d'afférences. Il y a donc une certaine redondance des informations sensorielles afférentes au SNC, parfois même provenant de la même source telles les afférences proprioceptives sur l'ensemble de l'axe vertical du corps, et ce, de façon à procurer une certaine plasticité au système de contrôle postural. Ceci explique pourquoi l'intégrité du contrôle postural n'est pas systématiquement altérée lorsqu'une afférence spécifique est temporairement ou définitivement supprimée (Horak, Nashner et Diener, 1990). L'effet de certaines pathologies affectant particulièrement les afférences ou l'intégration sensori-motrice sera discuté plus en détails dans une section ultérieure. La redondance des afférences sensorielles permet également au SNC d'élaborer une réponse motrice valide, en ce sens où les ajustements posturaux doivent nécessairement être adaptés au déséquilibre réel de la posture debout. Par exemple, si un changement de longueur des muscles fléchisseurs plantaires agissant à la cheville est détecté par les fuseaux neuromusculaires, il se peut que cette variation de longueur soit produite par une rotation de la base de support sans nécessairement imposer une accélération du COM et une perte d'équilibre. Dans cette situation, la redondance des afférences de différentes sources

permet au SNC de comparer les informations sensorielles et de générer une réponse appropriée. Cette évidence est renforcée par l'étude d'Ivanenko, Grasso et Lacquaniti (1999) qui ont d'ailleurs démontré que les réponses posturales étaient modulées différemment suite à une stimulation visuelle ou vestibulaire sous diverses orientations de la tête, des yeux ou du tronc.

### **2.1.2. Modèle du pendule inversé**

Le contrôle de l'équilibre le corps humain peut être considéré comme un système mécanique ayant une masse soumise à la gravité et aux forces inertielles (Gurfinkel, 1973). Les modèles biomécaniques simplifient généralement l'analyse de la posture debout à l'aide des variables biomécaniques COP et COM.

Smith (1957) a développé le premier modèle du contrôle postural debout basé sur l'oscillation d'un pendule inversé à un degré de liberté. Plus tard, Gurfinkel (1973) a modélisé le corps en un pendule inversé pivotant sur l'apex d'un triangle. Par la suite, plusieurs études ont définies des modèles de la posture debout à plusieurs segments ou degrés de liberté (Koozekanani, et al., 1980; Riley, Mann et Hodges, 1990; Vlak-Fai, 1973; Yang, Winter et Wells, 1990). Ces derniers modèles ont surtout été développés pour quantifier une réponse posturale sous perturbation dynamique.

Kapteyn (1973) a développé une équation permettant d'établir une relation entre l'oscillation posturale en direction médio-latérale (M/L) et les moments à la

cheville. Gurfinkel (1973) a développé une équation définissant la différence entre le COP et le COM en direction antéro-postérieure (A/P). Plus récemment, Winter et al. (1995; 1996b) ont développé un modèle détaillé de la posture debout quasi-statique, les pieds équidistants à la largeur des épaules. Le contrôle postural en A/P serait davantage relié aux mécanismes de contrôle à la cheville alors que les adducteurs et abducteurs à la hanche seraient responsables du contrôle postural en M/L. Le mécanisme du contrôle de la posture par les adducteurs/abducteurs en M/L consiste à un mécanisme de transfert de poids alors qu'à la cheville en direction A/P, le contrôle postural est associé au contrôle de la musculature de la cheville. Ce modèle est donc en opposition avec le modèle de Kapteyn (1973). Winter (1995) a démontré, en utilisant deux plates-formes de force, que ces deux mécanismes étaient toujours orientés orthogonalement, peu importe la configuration des pieds (de chaque côté ou en tandem) formant la base de support. Ces deux mécanismes sont résumés avec les équations suivantes.

$$COP_{net} = \frac{R_g}{R_d + R_g} COP_d + \frac{R_d}{R_d + R_g} COP_g \quad (1)$$

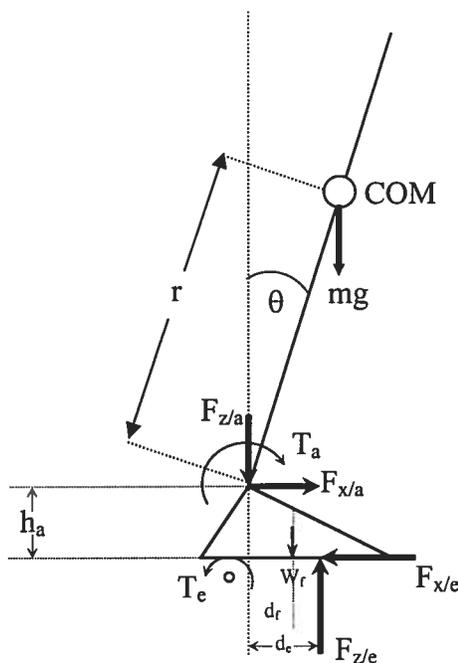
$$COP_c = \frac{\overline{R_g}}{R_d + R_g} COP_d + \frac{\overline{R_d}}{R_d + R_g} COP_g \quad (2)$$

$$COP_v = COP_{net} - COP_c \quad (3)$$

où  $R_i$  correspond à la force de réaction verticale sous un pied, 'd' et 'g' exprime la latéralité, droite et gauche respectivement. L'expression ' $\overline{\quad}$ ', signifie une valeur

moyenne.  $COP_c$  exprime le contrôle distale à la cheville.  $COP_v$  exprime le mécanisme de chargement effectué au niveau de la hanche.

Les études que nous avons effectuées, faisant l'objet de cette thèse, et qui seront présentées dans une section subséquente sont basées sur le modèle du pendule inversé oscillant en A/P autour des chevilles et sous le mécanisme de transfert de poids pour le contrôle médio-latéral. Dans le plan sagittal, le modèle du pendule inversé peut être défini tel qu'illustré à la Figure 2.1.



Où  $m$  = masse,  $g$  = gravité,  $COM$  = centre de masse corporel,  $r$  = distance du  $COM$  à la cheville,  $T_a$  = moment de force à la cheville,  $T_e$  = moment de force appliqué sur la plate-forme de force,  $h_a$  = hauteur de la cheville,  $\theta$  = angle d'oscillation,  $F_{i/e}$  = forces de réaction au sol,  $d_i$  = bras de levier,  $W_f$  = poids du pied,  $h_a$  = hauteur de la cheville par rapport au sol,  $F_{i/a}$  = force de réaction à la cheville.

Figure 2.1. Modèle du pendule inversé et variables cinétiques (adaptée de King et Zatsiorsky, 1997).

La validité du modèle du pendule inversé à un degré de liberté oscillant autour des chevilles pour l'analyse du contrôle postural quasi-statique en A/P est supportée par plusieurs études. D'abord, même sous perturbation mécanique de la base de support, les réponses posturales sont normalement produites avec très peu de mouvement au niveau des genoux (Horak et Nashner, 1986; Nashner et McCollum, 1985). En posture debout quasi-statique, Gatev et al. (1999) ont démontré par corrélations croisées que le mouvement linéaire des épaules et des genoux était fortement corrélé et parfaitement en phase. De plus, ces auteurs ont obtenu une corrélation élevée entre le déplacement du COP et le mouvement angulaire à la cheville.

Les études traitant de l'estimation du COM à l'aide d'une plate-forme de force ont d'ailleurs utilisé le modèle de pendule inversé à un degré de liberté (Caron, Faure et Brenière, 1997; Crowe et al., 1993 ; Eng et Winter, 1993; King et Zatsiorsky, 1997; Levin et Mizrahi, 1996; Morrasso, Spada et Capra, 1999; Shimba, 1984; Zatsiorsky et King, 1998). Pour l'instant, notons que la plupart de ces études ont basé leurs algorithmes sur la relation COP-COM, telle que décrite par Winter (1995) et illustrée à la Figure 2.2. Les variables 'W' et 'R' sont respectivement le poids corporel concentré au COM et la force de réaction au sol. Ces deux forces produisent un moment de force respectif de polarité opposée à une distance perpendiculaire 'g' et 'p' de la cheville. L'accélération et la vitesse du COM varient selon la projection verticale du COM, 'W', et du COP, qui correspond au point d'application de la force

de réaction 'R'. Selon ce modèle, la distance COP-COM est fortement corrélée avec l'accélération du COM.

La réponse posturale, appelée 'stratégie posturale', est dépendante des contraintes biomécaniques, de la disponibilité des afférences et des contraintes environnementales. Les réponses posturales sont de trois types, soit (a) la stratégie de la cheville, (b) la stratégie de la hanche et (c) la stratégie de faire un pas. Cette dernière permet au sujet de reprendre le contrôle de l'équilibre en faisant un pas vers l'avant ou l'arrière, dépendamment de la direction de la perturbation.

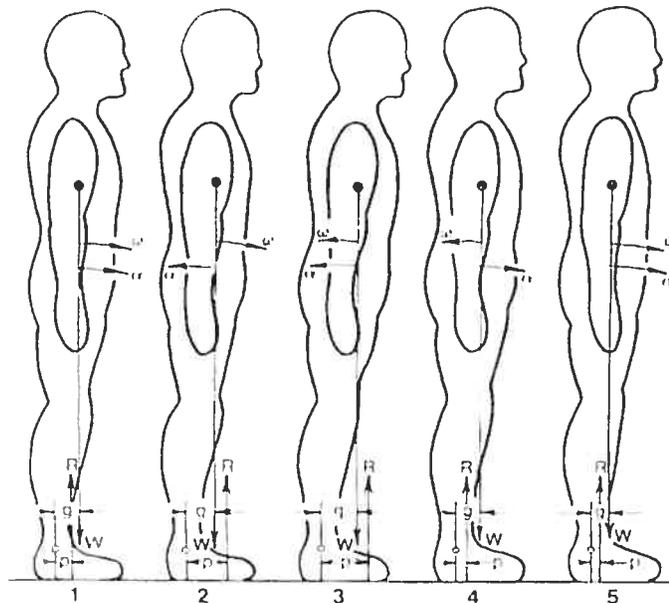


Figure 2.2. Modèle du pendule inversé dans le plan sagittal et variables cinématiques (tiré de Winter, Patla et Frank, 1990).

Ainsi, un modèle hiérarchique a été proposé où la stratégie de la hanche est typiquement utilisée lors que la capacité de stabilisation au niveau des chevilles est surpassée, soit en présence d'une perturbation d'amplitude ou de vitesse importante mais sans atteindre les limites de la base de stabilité. Dans cette séquence d'apparition des stratégies posturales, la stratégie de faire un pas fut considérée comme le dernier recours du système de contrôle postural et émerge lorsque la stratégie de la hanche ne permet pas de conserver le COM à l'intérieur de la base de support (Horak et Nashner, 1986; Horak, Shupert et Mirka, 1989). Plus récemment, Maki et McIlroy (1997) ont démontré que la stratégie du pas pouvait agir en parallèle avec la stratégie de la cheville remettant ainsi en question la séquence linéaire d'apparition des stratégies posturales.

Nonobstant les diverses réponses posturales et leur séquence d'apparition, la stratégie de la cheville est omniprésente en posture debout quasi-statique (Gatev et al., 1999; Winter, 1995). Les études présentées dans cette thèse se basent ainsi sur le modèle biomécanique du pendule inversé décrit par Winter (1995) et King et Zatsiorsky (1997) où le contrôle de l'équilibre s'effectue à la cheville (Figures 2.1 et 2.2).

## **2.2. VARIABLES BIOMÉCANIQUES DANS LE CONTRÔLE POSTURAL**

### **2.2.1. Centre de pression.**

Les mesures les plus utilisées pour quantifier l'équilibre postural sont issues de l'analyse du COP. Le COP est défini comme étant le point d'application du vecteur résultant des forces de réaction au sol. Il est calculé à partir des forces orthogonales et des moments de force appliqués sur une plate-forme de force. Une grande variété de méthodes statistiques et mathématiques a été développée pour quantifier l'équilibre postural à l'aide du COP (voir revue de Prieto, Myklebust et Myklebust, 1993). Ces méthodes sont appliquées au domaine temporel ou au domaine fréquentiel du COP.

**2.2.1.1. Analyse du COP dans le domaine temporel.** La variable COP a été caractérisée par diverses méthodes mathématiques pour quantifier l'équilibre postural quasi-statique. Ces mesures du COP sont, cette liste n'étant pas exhaustive :

- 1) Surface d'oscillation ou stabilogramme (Amblard et al., 1985; Anderson et al., 1986; Hufschmidt et al., 1980; Oliveira, Simpson et Nadal, 1996; Prieto et Myklebust, 1993);
- 2) Erreur quadratique moyenne (et/ou écart-type) (Paulus, Straube et Brandt, 1984; Lucy et Hayes, 1985);
- 3) Vitesse moyenne (Hasan et al., 1990b; Riach et Starkes, 1994);

- 4) Amplitude maximale de déplacement (Hasan et al., 1990b; Riach et Starkes, 1994; Slobounov et Newell, 1994);
- 5) Excursion totale ou parcours (Norre, Forrez et Beckers, 1987a-b; Hufschmidt et al., 1980);
- 6) Analyse par composantes aléatoires (“random walk”) (Collins et DeLuca, 1993; Collins et De Luca, 1994; Collins et DeLuca, 1995; Collins et al., 1995a; Collins et al., 1995b; Riley et al., 1997).

**2.2.1.2. Analyse du COP dans le domaine fréquentiel.** La plupart des recherches en posture debout quasi-statique ont utilisé la transformé rapide de Fourier (FFT) pour analyser le domaine fréquentiel du COP et du COM (Aggashyan et al., 1973; Bensel et Dzendolet, 1968; Gregoric et Lavric, 1977; Peeters, Caberg et Mol, 1985; Soames, Atha, et Harding, 1976; Spaepen, Portuin et Willems. 1979b; Williams McClenaghan et Dickerson, 1997; Yoneda et Tokumasu, 1986). Le temps d’acquisition est un facteur très important à considérer lorsqu’on utilise la FFT. En fait, la fréquence fondamentale ( $f_0$ ), c’est-à-dire la plus petite fréquence pouvant être analysée est égale à l’inverse du temps, soit  $1/T$ . Par exemple, pour des durées d’acquisition de 30, 60, et 120 secondes,  $f_0$  sera respectivement de 0.033Hz, 0.017Hz et de 0.008Hz. En somme, plus la durée d’acquisition est longue, plus précises seront les mesures du spectre de puissance (Winter et Patla, 1997). En d’autres mots, certaines études ayant calculé la fréquence moyenne (MPF) et la fréquence médiane (MedPF) du spectre de puissance avec une temps d’acquisition de 30 secondes ont obtenu des valeurs surestimées (Aggashyan, 1972; Okubo et al., 1979).

Soames et Atha (1982) ont montré que chez l'adulte en bonne santé, 90-95% du spectre de puissance se situait sous la fréquence de 2 Hz en posture debout quasi-statique. Powel et Dzendolet (1984) ont reporté un spectre de puissance calculé sur 130 secondes qui se situait entre 0.02 et 1.2Hz. Lucy and Hayes (1985), sur une période de 20 secondes, ont obtenu un spectre de puissance sous 1 Hz chez les sujets sains alors que les patients ayant une atteinte cérébelleuse démontraient un spectre de puissance allant jusqu'à 5 Hz. Prieto et al. (1992) ont montré que la fréquence seuil contenant 95% de spectre de puissance ( $f_{95}$ ) était plus élevée chez les aînés. Winter (1995) rapporte chez les jeunes adultes une MPF du COM de 0.0565 Hz alors que la MPF du COP est de 0.124 Hz en A/P. En direction M/L, la MPF du COM est de 0.0561 Hz alors que la MPF du COP est de 0.204 Hz. Le contenu fréquentiel du COP est donc toujours plus important que celui du COM car le COP doit osciller de part et d'autre de la trajectoire du COM pour le maintenir à l'intérieur de la base de support.

**2.2.1.3. Analyse par patrons de migration.** Les mesures d'équilibre discutées ultérieurement ont au moins deux caractéristiques communes. D'abord, elles sont basées sur l'hypothèse que le déplacement du COP est régi par un processus stochastique ou randomisé (King et Zatsiorsky, 1997). Le second postulat est qu'il existe une relation linéaire entre la grandeur de la mesure obtenue et l'efficacité du contrôle postural. Dans la plupart des cas, plus le résultat de la mesure est grand, moins efficace en est le contrôle postural. Duarte et Zatsiorsky (1999) et Duarte, Harvey et Zatsiorsky (2000) se sont basés sur un postulat contraire pour analyser le COP en posture debout prolongée. Ces auteurs ont donc émis l'hypothèse

qu'en posture debout prolongée sans contrainte, le COP était caractérisé par des patrons de déplacement spécifiques et mesurables. Ils ont décrit trois types de patron de déplacement du COP (*fidgeting*, *drifting* et *shifting*) et développé des algorithmes pouvant identifier chacun d'eux. D'une part, les auteurs ont observé deux types de surfaces d'oscillation, soit une surface pluri-régionale et une surface uni-régionale. Certains sujets oscillent toujours autour d'une même région alors que d'autres oscillent autour de plusieurs dans le temps. Dans l'étude de Duarte et Zatsiorsky (1999), dix (10) jeunes adultes sains ont été recrutés et testés en posture debout prolongée sans contrainte pendant 30 minutes et ne recevaient aucune instruction spécifique. Contrairement au protocole en posture quasi-statique, les sujets étaient autorisés à parler et à bouger mais devaient demeurer sur la plate-forme de force. D'autre part, les séries temporelles du COP ont été analysées en ayant préalablement défini les patrons de déplacement suivant :

1. *Shifting* : Déplacement rapide de la position moyenne du COP créant une nouvelle région d'oscillation pendant une certaine période de temps.
2. *Fidgeting* : Rapide et important déplacement du COP suivi d'un retour au niveau de la position initiale (pulse).
3. *Drifting* : Lent changement de la position moyenne du COP dans le temps (tendance linéaire ou non-linéaire).

Les auteurs ont discuté de la signification fonctionnelle ou physiologique de chacun des patrons de migration du COP. En résumé, ils ont proposé que le *fidgeting*

serait associé à la redistribution de la pression intra-articulaire, au mécanisme d'alimentation du cartilage et à l'amélioration du retour veineux. Les auteurs ont émis l'hypothèse que le patron *shifting* pourrait témoigner de l'organisation hiérarchique du système nerveux central (SNC). L'article de Zatsiorsky et Duarte (1999) procure une explication plus détaillée de cette hypothèse. Enfin, le patron *drifting* semble témoigner du seuil de la résolution du SNC pour détecter de petits changements de position du COP dans le temps.

Aucune étude en posture debout quasi-statique n'a été effectuée sous l'hypothèse que le déplacement du COP renferme des patrons de déplacement bien définis et quantifiables pouvant témoigner des stratégies du système de contrôle de l'équilibre.

#### **2.2.1.4. Effet de la durée et de la fréquence d'acquisition sur le COP.**

Dans la littérature, il y a une importante hétérogénéité au niveau de la durée d'acquisition du COP. En effet, les études ont utilisé une durée d'acquisition très variée, soit de 10 à 30 secondes (Hasan et al., 1990b); de 30 à 60 secondes (Hufschmidt et al., 1980; Mizrahi et al., 1989); de 60 à 120 secondes (Corriveau et al., 2000a-b, 2001); de deux à trois minutes (Fernie et Holliday, 1978; Maurtiz, Dichgans et Hufschmidt, 1979), de 21 minutes (Bensel et Dzendolet, 1968) et enfin de 30 minutes (Duarte et Zatsiorsky, 1999).

On assume généralement que les mesures du COP démontrent une certaine stabilité dans le temps. En ce sens, la valeur des mesures sommaires du COP et leurs statistiques sont ainsi considérées comme étant stationnaires ou constantes dans le temps. En subdivisant la durée d'acquisition en intervalles de temps réguliers, on suppose que la moyenne des mesures du COP est relativement homogène d'un intervalle à l'autre. Si un mouvement transitoire est présent dans le signal COP, la moyenne des données initiales sera différente de la moyenne des données finales. Si cela est vrai, plus le temps d'acquisition sera important, plus les mesures sommaires du COP tendront à être élevées, telle la valeur RMS. Peu d'études ont mis en évidence ce phénomène et ce, d'une manière convaincante.

Carroll et Freedman (1993) ont abordé cette notion de composante transitoire du COP sur un signal d'une durée de 60 secondes. Les auteurs recommandent d'ignorer les 20 premières secondes d'acquisition du COP puisque leurs résultats démontrent une composante transitoire du déplacement du COP dans cette période chez trois sujets. LeClair et Riach (1996) ont comparé la valeur RMS du COP, la vitesse moyenne du COP et la moyenne des forces horizontales calculées sur des durées d'acquisition (10, 20, 30, 45 et 60 secondes). Ils ont trouvé un effet significatif de la durée d'acquisition sur ces variables. Cependant, les durées d'acquisition (10, 20, 30, 45 et 60 secondes) étaient issues d'essais expérimentaux successifs et non pas d'un même essai. Selon les résultats de Carroll et Freedman (1993), il est probable que la composante transitoire soit différente d'un essai à l'autre rendant les résultats de LeClair et Riach (1996) discutables. Carpenter, Frank,

Winter, Peysar (2001a) ont récemment abordé la question en calculant les valeurs RMS et la MPF sur un signal de COP de 120 secondes. Ils ont subdivisé les essais de 120 secondes en différents intervalles de temps (15, 30, 60 et 120 secondes) et ont conclu qu'une durée minimale de 60 secondes doit être utilisée pour optimiser la stabilité des mesures de COP. En observant leurs graphiques, nous pouvons émettre l'hypothèse plausible que la valeur RMS, par exemple, continuerait d'augmenter avec une durée plus longue d'acquisition. La valeur RMS est significativement différente dans le premier intervalle de 15 secondes, mais tend tout de même à augmenter légèrement dans le temps. De sorte que l'on peut émettre l'hypothèse que la valeur RMS aura tendance à augmenter et ce, même au-delà de 120 secondes d'acquisition. Cette question fut adressée d'une manière plus technique par Duarte et Zatsiorsky (2001). Duarte et Zatsiorsky (2001) ont utilisé deux méthodes, l'une basée sur le spectre de puissance et l'autre basée sur le domaine temporel du COP, afin de caractériser la phase déterministe du COP dans une fenêtre temporelle plus grande. Les auteurs ont conclu que le déplacement du COP en posture debout prolongée (10 minutes) présentait une corrélation de longue portée et démontrait une phase anti-persistante au-delà de 30 secondes telle qu'obtenue par Collins et DeLuca (1993). Ces auteurs n'ont ainsi démontré aucune saturation de la phase anti-persistante du déplacement du COP et ce, peu importe l'intervalle de temps entre 10 secondes et 10 minutes de posture debout non contrainte. Malgré que la posture debout quasi-statique possède des contraintes biomécaniques plus importantes que la posture debout prolongée, nous pouvons penser que ces observations sont aussi présentes dans cette première condition.

En définitive, la question de la stabilité des mesures sommaires du COP ne peut être considérée uniquement en terme de définition précise de la durée d'acquisition. En considérant cette notion de corrélation de longue portée, la valeur RMS ainsi que plusieurs autres mesures sommaires du COP tendront à augmenter avec la durée d'acquisition (Duarte et Zatsiorsky, 2001). Par contre, en posture debout quasi-statique, la durée d'acquisition est limitée par l'apparition potentielle de fatigue (Duarte et Zatsiorsky, 2001). Ainsi, une durée d'acquisition de 120 secondes semble un compromis acceptable tant au niveau méthodologique qu'expérimental. Une durée d'acquisition de 120 secondes permet d'obtenir des données relativement stationnaires et n'invoque que peu de fatigue, puisque cette durée semble bien tolérée, même chez des sujets âgés avec affections neurologiques (Corriveau et al., 2001). Enfin, cette durée d'acquisition permet d'obtenir un éventail de mesures sommaires du COP relativement stationnaires et une fréquence fondamentale acceptable des mesures du domaine fréquentiel du COP.

### **2.2.2. Centre de masse**

Le centre de masse corporel (COM) est un point virtuel qui représente la masse totale du corps dans l'espace (3D) et constitue, en définitive, la moyenne pondérée des positions et masse segmentaires. L'estimation de la position du COM en posture debout quasi-statique nécessite des considérations un peu plus complexes que le COP. Ainsi, plusieurs méthodes d'estimation du COM ont été proposées. Certaines sont basées sur une description cinématique alors que d'autres sont fondées sur la

mécanique newtonienne. Les méthodes d'estimation du COM présentées plus en détails sont (a) la méthode segmentaire, (b) la méthode du marqueur unique et (c) les méthodes du filtre passe-bas du COP et (d) les méthodes d'intégration des forces.

### 2.2.2.1. La méthode segmentaire.

Une méthode fréquemment utilisée consiste à faire la somme pondérée des positions des COM segmentaires. Cette méthode, appelée méthode segmentaire, consiste à déterminer précisément les positions des COM segmentaires à l'aide de données cinématiques et de tables anthropométriques. Ces tables expriment la position relative des COM segmentaires en fonction de la longueur des segments. En laboratoire, les longueurs segmentaires sont calculées en plaçant des marqueurs sur des points anatomiques spécifiques généralement situés aux extrémités des segments (Hasan et al., 1990b; Winter et al., 1998). La position de chacun des marqueurs dans l'espace est déterminée à l'aide d'un système de caméras calibrées permettant ainsi de calculer précisément la position des COM segmentaires. Par la suite, la sommation des positions segmentaires, en considérant leurs masses respectives, permet d'estimer la position du COM corporel. Les masses segmentaires sont exprimées en pourcentage de la masse corporelle. Le COM corporel correspond donc à la moyenne pondérée des positions des COM segmentaires tel que défini par cette équation :

$$COM = \sum_{i=1}^N COM_i \cdot m_i / M \quad \text{Eq(4)}$$

où  $COM_i$  est la position du centre de masse du segment  $i$ ,  $m_i$  est la masse de ce segment et  $M$  est la masse totale de l'individu.

L'erreur associée à l'estimation de la position du COM corporel est intimement liée à la validité du modèle anthropométrique utilisé. La validité du modèle anthropométrique est quant à lui influencée par (a) le nombre de segments qui définissent ce modèle et (b) la validité des paramètres inertiels utilisés pour définir les COM segmentaires. À titre d'exemple, certaines études ont utilisé un modèle du COM à 14 segments, dont quatre étaient utilisés pour définir le tronc (Winter et al. 1998 ; Corriveau et al., 2000a, 2000b). Puisque le tronc représente à lui seul approximativement 43% de la masse corporelle, il devient opportun de maximiser la définition du COM de ce dernier pour améliorer l'estimation du COM corporel. Prince et al. (1999) ont comparé trois modèles anthropométriques pour définir le COM corporel. Ces modèles étaient composés de vingt et un (21) marqueurs, six (6) marqueurs et quatre (4) marqueurs respectivement. Ils conclurent que le modèle à six marqueurs (trois segments) procure une estimation adéquate du COM corporel avec une erreur RMS inférieure à 0,28 mm en direction antéro-postérieure.

La position relative des centres de masse segmentaires est déterminée à l'aide de données anthropométriques telles que mentionnées ci-haut. Dans la littérature, les paramètres inertiels les plus fréquemment utilisés en posturographie sont issus du rapport de Dempster (1955). Winter (1990) présente un tableau très convivial de ces paramètres inertiels. Les données de Dempster ont été calculées à partir d'un

échantillon de 8 spécimens masculins âgés entre 53 et 83 ans, dont la masse moyenne se situe entre 44.5 à 72.3 kg et les tailles variant de 155.2 à 186.7 cm. Le nombre de sujets de cet échantillon, l'âge moyen des spécimens et leurs conditions physiologiques soulèvent un questionnement sur la validité de ces paramètres inertiels appliqué à toute les échantillons de population. De plus, l'échantillon était formé uniquement de sujets masculins. La validité des données de Dempster (1955) est surtout remise en question lorsque ces paramètres sont appliqués à l'études de sujets féminins ou de jeunes adultes (Eames, Cosgrove et Baker, 1999 ; Winter et al., 1998). D'autres auteurs ont estimé les paramètres inertiels segmentaires chez différentes populations, par modélisation mathématique et géométrique des segments (Ackland, Blanksby et Bloomfield, 1988; Erdmann, 1997; Jensen, 1986; Jensen et Fletcher, 1994; Pavol, Owings et Grabiner, 2002; Vaughan, 1992), par la méthode de segmentation (Braune et Fisher, 1892; Chandler et al., 1975; Clarys et Marfell-Jones, 1989; Clauser, McConville et Young, 1969; Hinrichs, 1990; Kaleps et al., 1984), à l'aide d'une planche de réaction (Bernstein, 1967; Contini, 1972) ou par technique d'imagerie (Cheng et al., 2000).

À l'aide d'une technique de scannographie aux rayons gamma, Zatsiorsky et Seluyanov (1983, 1985, 1990a, 1990b) ont calculé les paramètres inertiels segmentaires chez 115 jeunes adultes sains étudiants en éducation physique au premier cycle universitaire, soit 100 sujets masculins ( $\bar{x} = 24$  ans) et 15 sujets féminins ( $\bar{x} = 19$  ans). La technique utilisée, le recrutement de jeunes adultes sains ainsi que la taille de l'échantillon sont des facteurs qui permettent d'envisager une

meilleure estimation des COM segmentaires comparativement aux études effectuées à partir de spécimens cadavériques. deLeva (1996) a recalculé les paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov de façon à reporter la position des COM segmentaires en fonction des centres articulaires. Ces données sont très utiles dans plusieurs calculs biomécaniques, tel l'inverse dynamique utilisé pour estimer les moments de force et les puissances articulaires.

Jusqu'à présent, malgré la disponibilité des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov depuis plus d'une décennie, ces données ont été peu utilisées. Les paramètres inertiels provenant de spécimens cadavériques âgés demeurent toujours utilisés, même pour l'étude d'échantillons de jeunes adultes ou de sujets féminins (Gatev et al., 1999; Eames, Cosgrove et Baker, 1999; Winter et al., 1998). Les raisons de cette sous utilisation des données de Zatsiorsky-Seluyanov sont de possiblement deux ordres ; soit (a) l'erreur liée à l'utilisation des paramètres inertiels issus de spécimens n'est pas connue et sous-estimée et (b) les paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov ne sont pas répertoriés dans un tableau convivial et facilement utilisable, tel que celui proposé par Winter (1990).

À notre connaissance, une seule étude s'est penchée sur la validité des paramètres inertiels issus de spécimens (deLeva, 1993). Malheureusement, les résultats de cette étude ont été publiés que sous forme d'un résumé de symposium. deLeva (1993) a démontré que l'utilisation généralisée des paramètres inertiels issus de spécimen causait une erreur importante d'estimation du COM corporel chez de

jeunes adultes. Cette étude de validité s'est effectuée en comparant les résultats de la méthode segmentaire avec ceux provenant de la méthode "planche de réaction" de haute précision. deLeva (1993) a conclu, par validité de critère, que les paramètres inertiels issus de spécimens (Clauser, McConville et Young, 1969) introduisait une erreur beaucoup plus importante dans l'estimation de la position du COM corporel que ceux de Zatsiorsky-Seluyanov (1990a). Par exemple, l'utilisation des données de Clauser et al. (1969) causait une erreur d'estimation du COM corporel de 53 mm ( $\pm 18$  mm) et de 38 mm ( $\pm 13$  mm) selon l'axe longitudinal chez de jeunes adultes masculins et féminins respectivement. Par contre, les paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov (1990a) ont créé une erreur moyenne d'estimation du COM beaucoup plus faible, soit de 16 mm ( $\pm 17$  mm) et de -4 mm ( $\pm 13$  mm) chez ces mêmes sujets (de Leva, 1996). Les paramètres inertiels de Clauser Clauser, McConville et Young (1969) proviennent d'un échantillon de spécimens plus important ( $n=13$ ) et plus jeunes ( $\bar{x} = 49$  ans) que ceux de Dempster (1955). Il est donc probable que les paramètres inertiels de Dempster et al. (1955) introduisent une variance d'erreur encore plus importante de l'estimation de la position du COM corporel que ceux de Clauser, McConville et Young (1969).

#### **2.2.2.2. La méthode du marqueur unique.**

Une autre méthode a été suggérée pour définir la position du COM corporel et consiste à placer un seul marqueur sur la région de la ceinture pelvienne (Overstall et al. 1977; Horak, Nutt et Nashner, 1992). Ce marqueur est alors considéré comme représentatif du COM corporel. Cette approche est basée sur le fait que le COM

corporel est situé, selon l'axe longitudinal, approximativement à 60% de la taille d'un individu. Le marqueur est généralement placé près du sacrum qui correspond à peu près à cette hauteur. Eng et Winter (1993) ont comparé la position du COM corporel défini selon la méthode segmentaire et l'approche du marqueur unique. Ils ont ainsi placé un marqueur sur chacun des sites anatomiques suivants : grand trochanter, vertèbre L<sub>4</sub>, vertèbre T<sub>9</sub>. Les auteurs ont démontré que les COM définis par chacun des marqueurs uniques n'avaient pas un patron de déplacement identique à celui du COM défini par l'approche segmentaire. Cette étude s'est cependant déroulée avec un seul sujet exécutant un mouvement de flexion des épaules. Puisque l'approche du marqueur unique ne permet pas de considérer le changement de position des segments corporels, nous pouvons considérer qu'elle ne représente pas une approximation adéquate du COM corporel. Par contre, en posture debout quasi-statique, peu de mouvements corporels sont générés. Il est possible de penser que cette approche procure une erreur d'estimation du COM corporel moins importante que démontrée dans l'étude de Eng et Winter (1993). Dans le même ordre d'idées, Thirunarayan et al. (1996) n'ont pas observé de différence entre la méthode du marqueur unique (sacrum) et la méthode segmentaire dans le déplacement de COM corporel lors de la marche. Cependant, le calcul du COM corporel s'est effectué en utilisant les données cinématiques des membres inférieurs (composés de trois segments chacun) et le HAT (*head, arms and trunk segment*). Considérant la dynamique de la marche, il n'est pas juste de considérer que le tronc, la tête et les membres supérieurs forment un seul corps rigide.

La prochaine section traite des forces et des limites de quelques méthodes proposées dans la littérature pour estimer la position du COM corporel à partir des variables cinétiques provenant d'une plate-forme de force. Ces méthodes sont (a) le filtrage du contenu fréquentiel du COP (Benda, Riley et Krebs, 1994 ; Caron, Faure et Brenière, 1997) et (b) l'intégration des forces de réaction (Shimba, 1984; Crowe et al., 1993; Eng et Winter, 1993; Zatsiorsky et King, 1998; King et Zatsiorsky, 1997; Eames, Cosgrove et Baker, 1999; Levin et Mizrahi, 1996; Morrasso, Spada et Capra, 1999).

#### **2.2.2.3. La méthode du filtre passe-bas du COP.**

Considérant que le contenu fréquentiel du COP dans le temps est plus élevé que celui du COM (Hasan et al., 1990c; Winter, 1995). Benda, Riley et Krebs (1994) ont utilisé deux types de filtrage des données de COP pour estimer le déplacement du COM en posture debout. La première méthode consiste à utiliser un filtre passe-bas sur les données de déplacement du COP. Ils ont utilisé un filtre linéaire à une fréquence de coupure de 0.4, 0.5 et 0.75 Hz. En comparant le COP filtré à la méthode segmentaire du COM, les auteurs ont conclu que la fréquence de coupure optimale est de 0.5 Hz puisqu'elle possède une erreur quadratique moyenne plus faible que les autres fréquences de coupure. La principale limite de cette méthode réside dans le choix subjectif de la fréquence de coupure du filtre. Aucune évidence ne permet de déterminer jusqu'à maintenant la fréquence de coupure optimale du COP. La seconde méthode consiste à passer un filtre de type "moyenne mobile" sur les données de COP avec une fenêtre de filtrage d'une grandeur prédéterminée.

Selon Benda, Riley et Krebs (1994), cette méthode procure une bonne estimation du COM corporel en utilisant une fenêtre de 0.5 seconde.

Caron, Faure et Brenière. (1997) ont utilisé une technique similaire à Benda, Riley et Krebs (1994) en considérant le contenu fréquentiel du COP ( $\emptyset_{COP}$ ). En multipliant le  $\emptyset_{COP}$  par une constante biomécanique, c'est-à-dire la fréquence naturelle d'oscillation ( $\Omega_0$ ), et en tenant compte des caractéristiques anthropométriques du sujet, les auteurs obtiennent le contenu fréquentiel du COM ( $\emptyset_{COM}$ ). En utilisant une transformé rapide de Fourier inverse du  $\emptyset_{COM}$ , la série temporelle du déplacement du COM est ainsi déterminée.

#### **2.2.2.4. Intégration des forces de réaction.**

Le modèle utilisé pour estimer la position du COM à partir des données de plate-forme repose sur celui du pendule inversé, tel que discuté à la section 1.2. Dans ce modèle, on assume que toutes les forces appliquées à la cheville peuvent être résumées par un seul moment de force agissant à l'axe de rotation de celle-ci (Figure 2.1). En s'appuyant sur les concepts de la mécanique classique, le moment de force autour d'un axe de rotation est proportionnel au taux de changement du momentum angulaire. Puisque le moment d'inertie du modèle du pendule inversé est constant dans le temps, les forces inertielles sont alors proportionnelles à l'accélération angulaire du COM. La double intégration des forces de réaction permet donc d'estimer la position du COM dans le temps. Par contre, certains postulats doivent être considérés selon les spécificités et de la complexité du modèle utilisé. Par

exemple, le moment angulaire du pendule inversé sera considéré comme équivalent au moment linéaire de façon à permettre la double intégration des forces de réaction horizontales.

La majorité des méthodes de double intégration reposent ainsi sur un postulat indiquant que la force de réaction horizontale ( $F_x$ ) est proportionnelle à l'accélération horizontale du COM (Jian et al., 1993, Winter, 1995). La seconde intégrale de  $F_x$  est ainsi équivalente au déplacement horizontal du COM telle que démontrée par l'équation générale suivante :

$$COM_{x_i-x_j} = \int_0^t \int_0^t (f_x/M) \times d(t) \quad \text{Eq(5)}$$

où  $COM_{x_i-x_j}$  est le changement de position du COM en fonction du temps ( $t$ ), de la force horizontale ( $f_x$ ) et de la masse du sujet ( $M$ ).

Cependant, cette double intégration nécessite la connaissance des constantes initiales de l'intégration (i.e. la position initiale et la vitesse initiale du COM). Ces constantes n'étant pas connues, le processus d'intégration provoque une erreur de tendance (*drift*) dans le déplacement du COM calculé. Récemment, plusieurs algorithmes ont été proposés afin de réduire l'erreur associée aux constantes initiales.

Morrasso, Spada et Capra (1999) ont utilisé le modèle du pendule inversé basé sur le postulat que l'accélération du COM corporel est proportionnelle à la différence COP-COM. La composante principale du modèle repose sur le moment linéaire du

COM au lieu des forces de réactions horizontales. En d'autres mots, le moment de force appliqué au centre de masse est proportionnel au moment linéaire du système au centre de masse. Selon les auteurs, cette approche peut être utilisée avec une plateforme de force de moindre qualité, puisqu'elle ne requiert pas la mesure des forces de réactions horizontales. Pour corriger l'erreur induite par les constantes d'intégration, ces auteurs ont utilisé des algorithmes complexes.

King et Zatsiorsky (1997) ont également utilisé le modèle du pendule inversé. Les postulats émis par les auteurs sont : (a) un seul moment de force agit à la cheville et (b) l'amplitude de l'oscillation posturale est petite. Ainsi, une équation linéaire peut être utilisée, soit :

$$T_a = I_a \ddot{\theta} - mgr \theta \quad (6)$$

$$mgr \theta = T_a - I_a \ddot{\theta} \quad (7)$$

où  $T_a$  est le moment à la cheville,  $I_a$  le moment d'inertie du corps à l'axe de rotation de la cheville,  $\ddot{\theta}$  est l'accélération angulaire obtenue par  $\ddot{x}/r$ ,  $\ddot{x}$  est l'accélération linéaire au centre de masse,  $r$  est la hauteur du centre de masse de la cheville,  $m$  est la masse et  $g$  correspond au moment créé par le centre de masse du système,  $m$  est la masse et  $g$  est l'accélération gravitationnelle. Étant donné que  $mgr$  demeure constant, le moment dépend uniquement de  $\theta$ , c'est-à-dire la position du COM dans le temps.

À partir de ce modèle, King et Zatsiorsky (1997) proposent une méthode de double intégration du COP qui permet de résoudre le problème des constantes

initiales. Ces auteurs ont émis le postulat que le COM coïncide avec le COP lorsque la force de réaction horizontale tend vers zéro. En pratique, il faut considérer l'intervalle  $\delta_1 < F_{x \rightarrow 0} < \delta_2$  où  $\delta_i$  correspond aux bornes limites positive et négative lorsque  $F_x$  tend vers zéro. Ceci est nécessaire puisque le processus de numérisation des données de plate-forme de force permet très rarement d'obtenir une  $F_x$  égale à zéro. Pour améliorer l'estimation de  $F_x$  lorsqu'elle tend vers zéro, deux méthodes peuvent être utilisées, soit (a) trouver la donnée temporelle lorsque  $F_x$  change de polarité (Zatsiorsky et King, 1998) ou (b) augmenter la fréquence d'échantillonnage de la plate-forme de force. Par exemple, Eng et Winter (1993) ont utilisé la fréquence d'échantillonnage des données de la plate-forme de force de 500Hz afin d'obtenir une valeur de  $F_x$  près de zéro.

Parmi les méthodes d'estimation du COM par double intégration du COP proposées dans la littérature, celle de Zatsiorsky et King (1998) semble la plus adéquate. Cette méthode permet de réduire de manière importante l'erreur induite par les constantes d'intégration et par le fait même de diminuer la complexité du processus mathématique et le temps de traitement. À notre connaissance, aucune étude n'a comparé les diverses méthodes d'estimation du COM en posture debout quasi-statique. Cependant, la méthode segmentaire doit être préalablement optimisée pour maximiser l'estimation du COM corporel, c'est-à-dire diminuer la variance d'erreur induite par le modèle anthropométrique.

### 2.2.3. La variable COP-COM.

Certains auteurs considèrent que le déplacement du COP est équivalent à celui du centre de masse corporel (COM) ou encore que la surface d'oscillation du COP témoigne de l'oscillation du COM corporel (Koozekanani et Duerk, 1985; Lichtenstein et al., 1990; Mann et al., 1979; Ring, Nayak et Isaacs, 1988; Sinclair et Nayak, 1990; Tagushi, Iijima et Suzuki, 1978). Dans les faits, le COP ne coïncide pas parfaitement à la projection verticale du COM (Benda, Riley et Krebs, 1994; Hufschmidt et al., 1980; Murray, Seireg et Scholz, 1967; Murray, Seireg et Sepic, 1975; Spaepen, Peeraer et Willems, 1979a; Winter et al., 1996; Winter, Prince, Patla, 1996). C'est seulement en condition purement statique que la projection verticale du COM, correspond à la position du COP. Murray, Seireg et Scholz (1967) ont été l'un des premiers groupes d'auteurs à dissocier la position du COM et celle du COP. Depuis, plusieurs études ont porté sur la relation entre le COP et le COM (Roberts et Stenhouse, 1976; Spaepen, Vranken et Willems 1977; Winter et al., 1996; Corriveau et al., 2000a-b, 2001). Le COM semble être la variable contrôlée par le système nerveux pour maintenir l'équilibre debout (Winter, 1995). Winter et al (1996) ont démontré, en posture quasi-statique, que le déplacement du COP était en phase avec le déplacement du COM. Par contre, le COP oscille de part et d'autre du COM de sorte que le déplacement du COP excède celui du COM aux limites du parcours d'oscillation. Cette relation, appelée différence COP-COM, est fortement corrélée avec le vecteur accélération du COM (Winter, 1995). Ceci signifie que plus l'accélération du COM est grande, plus la différence COP-COM est importante. Cette relation, inversement proportionnelle ou en anti-phase, reflète le contrôle

neuromusculaire de l'équilibre postural ou encore peut être vu comme étant équivalent à l'erreur du système d'équilibre postural causant ainsi les accélérations ponctuelles du COM (Winter, 1995).

#### **2.2.4. Variance et fidélité des mesures du COP en posture debout quasi-statique.**

Peu d'études ont étudié les aspects métrologiques des mesures du COP (Tableau 2.I). Geurts, Nienhuis et Mulder (1993), ont évalué à l'aide du coefficient de variation ( $CV = \text{écart-type/moyenne} \times 100$ ) la variabilité intrasujet de l'erreur RMS du déplacement et de la vitesse du COP sur plusieurs séances d'évaluation. Leurs résultats sont ainsi influencés par une combinaison de variances d'erreurs attribuables à la stabilité inhérente au phénomène (fidélité intra-session) et à la variabilité du phénomène dans le temps (fidélité inter-session).

Hufschmidt et al. (1980) ont estimé la variabilité intra-session de plusieurs paramètres du COP chez huit sujets et basée sur dix essais de 37 secondes. Selon ces auteurs, la signification clinique des mesures du COP pourrait être améliorée en utilisant des essais d'une durée plus importante. Samson et Crowe (1996) ont également évalué la fidélité intrasession sur dix essais consécutifs. Ces auteurs proposent d'utiliser plus de 10 essais pour obtenir une mesure fidèle de la vitesse moyenne du COP. Cette recommandation est basée à nouveau sur le CV et ne tient pas compte de la variance d'erreur. Cette variance d'erreur est affectée par la stabilité du phénomène et les erreurs de mesures aléatoires.

Une seule étude a utilisée des procédures statistiques appropriées pour déterminer la fidélité intra-session de la variable COP-COM, soit celle de Corriveau et al., (2000a). L'analyse statistique est basée sur un modèle d'analyse de variance qui inclut la notion d'erreur de mesure. Ces auteurs ont d'abord estimé la fidélité intra-session d'une mesure du COP-COM chez les aînés et ont conclu qu'un nombre de quatre essais devraient être moyennés pour obtenir une mesure fidèle de cette variable.

Un nombre important de mesures de la variable COP ont été développées pour quantifier l'équilibre postural mais nous en savons très peu sur leurs qualités métrologiques. Puisque la valeur d'information d'une mesure réside principalement sur l'importance de sa valeur vraie et par opposition, sur une variance d'erreur la plus petite possible, il devient donc opportun d'estimer la fidélité intrasession des différentes mesures du COP fréquemment utilisées dans la littérature. En déterminant les mesures du COP les plus fidèles, ceci permettra de mieux orienter l'évaluation de l'équilibre postural quasi-statique dans le dépistage des personnes âgées à risque de chute.

Tableau 2.I. Études de fidélité intra-session sur différentes mesures du COP.

Auteurs	Mesures de stabilité	N	Essais	Résultats
Hufschmidt et al. (1980)	surface d'oscillation	8	10	CV = 58.9% <sup>†</sup>
	fréquence moyenne			CV = 24.6% <sup>†</sup>
	amplitude moyenne			CV = 33.5% <sup>†</sup>
Geurts et al. (1993)	RMS amplitude	8	10	CV = 37%(A/P); 39%(M/L)
	RMS vélocité			CV = 24%(A/P); 35%(M/L)
Samson & Crowe (1996)	vélocité moyenne	15	10	CV = 9.5% (4.6 à 29.4%)
Benvenuti et al. (1999)	COM-aire d'oscillation	36	1	ICC = 0.71
	COM-vélocité			ICC = 0.76 *
	COP-vélocité			ICC = 0.74 *
	SD <i>quadratic fit</i> COP			ICC = 0.76(A/P); 0.77(M/L)
Corriveau et al. (2000a)	RMS COP-COM	7	9	Avec 1 essai
				ICC = 0.79(A/P); 0.69(M/L)
				Avec 4 essais
				ICC = 0.94(A/P); 0.90(M/L)

<sup>†</sup> moyenne de plusieurs conditions expérimentales et dans les deux directions, A/P et M/L. \* cette variable fut calculée à partir de l'aire d'oscillation de sorte qu'il n'y pas de direction spécifique (scalaire).

### 2.3. OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

Nous proposons dans cette thèse une série d'objectifs et d'hypothèses de recherche dans le but d'améliorer la valeur d'information des variables obtenues à l'aide d'une plate-forme de force dans l'analyse du contrôle postural quasi-statique.

1. L'objectif de la première étude est d'élaborer un tableau plus complet des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov (masse relative segmentaire, position relative des COM segmentaires et position relatives des rayon de girations segmentaires). De manière plus précise, il s'agira de définir les paramètres inertiels segmentaires à l'aide d'une variété de références anatomiques permettant ainsi une utilisation plus appropriée de ces paramètres en posturographie.
2. L'objectif de la seconde étude est de comparer les méthodes d'estimation du COM. Ces méthodes sont : (a) la méthode segmentaire, (b) la méthode du filtre passe-bas par la fréquence naturelle d'oscillation et (c) la méthode de double intégration des forces. Les paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov calculés dans la première étude seront utilisés pour estimer le COM par la méthode segmentaire. Nous émettons l'hypothèse que la méthode du filtre passe bas par la fréquence naturelle d'oscillation procure une estimation de la trajectoire du COM différente des deux autres méthodes.

3. La troisième étude a pour objectif de déterminer la fidélité intra-session de diverses mesures du COP et d'estimer le nombre d'essais requis pour obtenir une certaine fidélité de ces mesures (coefficient de fidélité intraclass) et ce, pour différentes périodes d'acquisition. La première hypothèse de cette étude est que l'augmentation de la durée d'acquisition augmente la fidélité des mesures du COP. La seconde hypothèse est que les mesures du COP issues du domaine temporel sont plus fidèles que les mesures calculées à partir du domaine fréquentiel du COP.

4. La quatrième étude propose une analyse originale du déplacement du COP en posture debout quasi-statique. L'objectif de cette étude est donc de développer des algorithmes pour analyser les patrons de déplacement du COP en posture debout quasi-statique et de comparer les caractéristiques de ces patrons de déplacement en posture debout quasi-statique chez trois groupes de sujets âgés, soit (a) en bonne santé, (b) ayant subi un accident cérébro-vasculaire et (c) atteint de neuropathie périphérique. Nous émettons les hypothèses suivantes : 1) la trajectoire du COP en posture debout quasi-statique est caractérisée par des patrons de déplacement spécifiques et mesurables et 2) l'amplitude et la fréquence de ces patrons de déplacement sont différents chez les sujets atteints d'affections neurologiques comparativement aux sujets sains.

## **CHAPITRE III.**

### **Article I: Ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov.**

---

#### **3.1. Situation de l'article dans la thèse.**

Inspiré de l'étude de deLeva (1996), cet article présente divers ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov mieux adaptés à l'étude de l'équilibre postural. En effet, l'estimation du COM en posturographie par la méthode segmentaire se fait plus aisément à l'aide de marqueurs anatomiques facilement palpables, tel l'acromion ou le processus styloïde pour ne citer que ces deux exemples. Nous avons utilisé des équations du premier ordre et le théorème des axes parallèles pour adapter les paramètres de Zatsiorsky-Seluyanov à l'étude de l'équilibre postural. Les résultats de cette étude permettront d'obtenir un modèle anthropométrique valide pour estimer le COM par la méthode segmentaire lors de l'étude II.

**EXTENDED ADJUSTEMENTS OF ZATSIORSKY-SELUYANOV'S  
MASS INERTIA PARAMETERS**

Danik Lafond <sup>a,c</sup> and François Prince <sup>a,b,c</sup>

<sup>a</sup> Department of Kinesiology and Department of Surgery, Université de Montréal,  
Canada, H3C 3J7.

<sup>b</sup> Department of Surgery, Université de Montréal, Canada, H3C 3J7.

<sup>c</sup> Research center, Marie-Enfant Rehabilitation Hospital, Montreal, Canada, H1T 1C9.

**Acknowledgements:** The authors are grateful for scholarships from the FCAR (DL), the FRSQ (FP) and the financial support of NSERC (FP).

**Soumis :** *Gait and Posture*, le 19 Septembre 2002

### 3.2. ABSTRACT

Anthropometric models and mass inertia parameters (MIP) of body segments are often required for biomechanical analysis and several studies demonstrated the sensitivity of biomechanical outcomes to MIP. MIP determined by a gamma scanning technique of a large sample of young living adult subjects was published by Zatsiorsky (1990a, 2002). Surprisingly, these MIP have received little attention even after a publication of some adjusted values (de Leva, 1996). The aim of this study is to report a complete table of adjusted Zatsiorsky-Seluyanov's MIP. With the present table, researchers have the opportunity to select among different bony landmarks and numbers of segments to define accurate anthropometric models for a variety of movements.

### 3.3. INTRODUCTION

Biomechanical analysis usually requires an anthropometric models and mass inertia parameters (MIP) of body segments such as center of mass location, mass fraction and radius of gyration. MIP have been defined from specific geometric model and require numerous anthropometric measurements which are included in linear or non linear regression equations (Jensen, 1986; Jensen et Fletcher, 1994; Pavol, Owings et Grabiner, 2001; Vaughan, 1992; Yeadon et Morlock, 1989). Other reports provided segment's MIP by reducing them on a proportionality of segment length and total mass of the body (de Leva, 1996; Hinrichs, 1969; Winter, 1990; Zatsiorsky, Seluyanov et Chugunova, 1990a; Zatsiorsky, 2002). Several studies

demonstrated the sensitivity of biomechanical analyses to mass inertia parameters (Andrews et Mish, 1996; Kingma et al., 1996; Pearsall et Costigan, 1999; Kwon, 1996).

Recently, Zatsiorsky et al. (1990a, 2002) provide MIP calculated from a sample of 115 young caucasian adults (100 males and 15 females) using a gamma-scanning technique which provides an accurate estimation of MIP (Zatsiorsky, Seluyanov et Chugunova, 1990a-b; Zatsiorsky and Seluyanov, 1983; Zatsiorsky et Seluyanov, 1985). deLeva (1996) performed several adjustments of Zatsiorsky-Seluyanov's MIP and report them relative to joint centres in an easy-to-use anthropometrics table. These data are useful for gait analysis or other biomechanical analysis using the inverse dynamics approach. Surprisingly, Zatsiorsky-Seluyanov's MIP have not been frequently used during the last decade and MIP gathered from specimens are still used, even for the analysis of young adult subjects (Baroni et al., 2001, Eames, Cosgrove et Baker, 1999; Winter et al., 1998). However, Zatsiorsky-Seluyanov's MIP are not reported in a complete table from which a variety of anthropometric COM-models could be implemented. For example, in posturographic studies, it is useful to report the MIP relative to easily palpated bony landmarks instead of joint centers. In addition, MIP from combining segments like total arm, which help to reduce the number of segments of the COM-model, are currently not available.

Inspired by the study of deLeva (1996), the present communication was designed to report the mass inertia parameters (COM ratio, mass fraction and radius

of gyration) of several segments frequently used during posturographic analysis. Researchers have the opportunity to select among different bony landmarks and number of segments to define an anthropometric COM-model. The aim of this study is to provide a complete table of MIP based on Zatsiorsky et al. (1990) data and adapted for balance studies as well as for gait analysis.

### 3.4. METHODS

*3.4.1. Adjustements of mass inertia parameters.* de Leva (1996) estimated the mean segment length of male and female subjects by calculating the ratio of the absolute and relative radius of gyration reported in Zatsiorsky et al. (1990a). The reader is referred to deLeva reports (1996) for more details. Using the segment length reported by deLeva (1996), we define the proximal COM location and radius of gyration of several segments defined by a variety of anatomic landmarks. Table 3.I. describes the anatomic landmarks used as endpoints for segment definition. Table 3.II. shows the mean segment length required to perform relative COM location and radius of gyration adjustments.

*3.4.2. Relative segment center of mass location.* Since the body is considered to act like an inverted pendulum during quiet standing (Winter, 1995), researchers could often use combined segments like total arm, total leg or total trunk to reduce the COM-model. The problem when combining COM of adjacent segments is to report the relative COM position of the new segment formed by using different bony

landmarks that was required to define individual segment COM. For instance, to define COM of the total arm, we must combine the COM of three segments (upper arm, forearm and hand) and therefore could report it with a variety of endpoints. First order approximations were calculated to define the proximal location of the COM of specific segments (equation 3.1).

$$\bar{P}_j = \frac{\sum_{i=1}^N \bar{l}_{CoM_i} \cdot m_i}{\sum m_i} \quad (3.1.)$$

where  $\bar{P}_j$  is the mean proximal longitudinal distance of the segment COM,  $m_i$  is the sub-segment mass fraction and  $\bar{l}_{CoM_i}$  is the mean sub-segment COM longitudinal position relative to the new proximal bony landmark position.

Table 3.I. Nomenclature and definition of terms.

---

<b>ACR</b>	acromioclavicular joint – the most lateral point of the clavicle.	<b>KNU3</b>	3rd knuckle – a point distal of the tip of the third metacarpal.
<b>AJC</b>	ankle joint center – a point in the middle of the line formed by the lateral malleolus and medial malleolus.	<b>MIDG</b>	mid-distance between gonions
<b>ASIS</b>	anterior superior iliac spine – the most anterior aspect of the antero-superior iliac spine.	<b>Navel</b>	navel – the center of the navel.
<b>EJC</b>	elbow joint center.	<b>TCR</b>	greater trochanter – a point in the most lateral aspect of the greater trochanter.
<b>HAT</b>	Head-Arms-Trunk segment – a segment formed by the head, arms and total trunk segment †.	<b>SPRS</b>	suprasternal – the most cranial point of the sternum.
<b>HEEL</b>	the most posterior point of the calcaneus.	<b>STYL</b>	styloid process – the tip of the ulnar styloid process.
<b>HJC</b>	hip joint center.	<b>TTOE</b>	the tip of the 2 <sup>nd</sup> toe.
<b>KJC</b>	knee joint center.	<b>VERX</b>	vertex – cranial point of the head.
<b>LMAL</b>	lateral malleolus – the tip of the lateral malleolus.	<b>WJC</b>	wrist joint center
<b>SJC</b>	Shoulder joint centers.	<b>XYPH</b>	xyphoid – the caudal point of the sternum

---

3.4.3. *Relative segment radius of gyration location.* The segments of the body can rotate around three major axis, which are specified as sagittal ( $S_{axis}$ ), transverse ( $T_{axis}$ ) and longitudinal axis. Furthermore, the radius of gyration can be defined at the COM location, at the proximal or at the distal axis of rotation. For that reason, the segment radius of gyration is often reported in as a relative distance between joint centers. However, they can also be defined with different easy-palpated bony landmarks. The radius of gyration cannot be adjusted using simple proportionality. So, the radius of gyration was adjusted by using first order approximations and the parallel axis theorem (equation 3.2).

$$I = mk^2 + md^2 \quad (3.2.)$$

where  $I$  is the moment of inertia,  $k$  is the radius of gyration at the segment center of mass,  $d$  is the distance from the center of mass to the axis of rotation, and  $m$  is the mass of the segment.

### 3.5. RESULTS

The mass fraction, the proximal COM location, and the radius of gyration along the sagittal and frontal axes of several segments are presented in Table 3.III. (male) and Table 3.VI. (female). Furthermore, MIP for combined segments are specified. An example of a combined segment is the HAT which is composed by the head, the total trunk and the two total arms.

Segment	Definition (endpoints)	Mass Ratio <sup>Z</sup>	COM ratio	Radius of gyration (COM)		Radius of gyration (distal)		Radius of gyration (proximal)	
				S <sub>axis</sub>	T <sub>axis</sub>	S <sub>axis</sub>	T <sub>axis</sub>	S <sub>axis</sub>	T <sub>axis</sub>
Head	VERX - MIDG	0.0694	0.598 <sup>†</sup>	0.362 <sup>†</sup>	0.376 <sup>†</sup>	0.541	0.551	0.699	0.706
Upper trunk 1	ACR / XYPH	0.1596	0.367	0.647	0.410	0.905	0.754	0.744	0.550
Upper trunk 2	SPRS / XYPH	0.1596	0.330 <sup>†</sup>	0.716 <sup>†</sup>	0.454 <sup>†</sup>	1.001	0.834	0.776	0.544
Lower trunk 1	XYPH / ASIS	0.1633	0.326	0.349	0.277	0.759	0.729	0.478	0.428
Lower trunk 2	XYPH / Navel	0.1633	0.450 <sup>†</sup>	0.482 <sup>†</sup>	0.383 <sup>†</sup>	0.731	0.670	0.659	0.591
Pelvis 1	Navel / HJC	0.1117	0.612 <sup>†</sup>	0.615 <sup>†</sup>	0.551 <sup>†</sup>	0.727	0.674	0.867	0.824
Pelvis 2	ASIS / TCR	0.1117	0.106	1.339	1.200	1.610	1.496	1.343	1.205
Trunk 1	SPRS / HJC	0.4346	0.449 <sup>†</sup>	0.372 <sup>†</sup>	0.347 <sup>†</sup>	0.665	0.652	0.583	0.567
Trunk 2	SJC / HJC	0.4346	0.431 <sup>†</sup>	0.384 <sup>†</sup>	0.358 <sup>†</sup>	0.686	0.672	0.577	0.560
Trunk 3	ACR / TCR	0.4346	0.464	0.358	0.334	0.645	0.632	0.586	0.572
Head & trunk 1	SJC / HJC	0.5040	0.316	0.462	0.444	0.825	0.815	0.559	0.544
Head & trunk 2	ACR / TCR	0.5040	0.356	0.430	0.414	0.774	0.765	0.559	0.546
Upper arm 1	SJC / EJC	0.0271	0.577 <sup>†</sup>	0.285 <sup>†</sup>	0.269 <sup>†</sup>	0.510	0.501	0.644	0.637
Upper arm 2	ACR / EJC	0.0271	0.623	0.254	0.240	0.455	0.477	0.673	0.668
Forearm 1	EJC / WJC	0.0162	0.457 <sup>†</sup>	0.276 <sup>†</sup>	0.265 <sup>†</sup>	0.609	0.604	0.534	0.528
Forearm 2	EJC / STYL	0.0162	0.461 <sup>†</sup>	0.278 <sup>†</sup>	0.267 <sup>†</sup>	0.606	0.602	0.538	0.533
Hand 1	WJC / KNU3	0.0061	0.790 <sup>†</sup>	0.628 <sup>†</sup>	0.513 <sup>†</sup>	0.662	0.544	1.009	0.942
Hand 2	STYL / KNU3	0.0061	0.795 <sup>†</sup>	0.614 <sup>†</sup>	0.502 <sup>†</sup>	0.647	0.542	1.005	0.940
Lower arm 1	EJC / WJC	0.0223	0.675	0.439	0.429	0.546	0.538	0.805	0.800
Lower arm 2	EJC / STYL	0.0223	0.680	0.442	0.433	0.546	0.538	0.811	0.806
Total arm 1	SJC / WJC	0.0494	0.542	0.326	0.323	0.562	0.560	0.632	0.631
Total arm 2	SJC / STYL	0.0494	0.544	0.327	0.324	0.562	0.560	0.635	0.632
Total arm 3	ACR / STYL	0.0494	0.571	0.308	0.305	0.528	0.527	0.641	0.647
HAT 1	ACR / TCR	0.6028	0.397	—	0.410	—	0.729	—	0.571
HAT 2	SJC / HJC	0.6028	0.359	—	0.440	—	0.778	—	0.568
Thigh 1	HJC / KJC	0.1416	0.410 <sup>†</sup>	0.329 <sup>†</sup>	0.329 <sup>†</sup>	0.676	0.676	0.525	0.525
Thigh 2	TCR / KJC	0.1416	0.405	0.332	0.332	0.681	0.681	0.524	0.524
Shank 1	KJC / LMAL	0.0433	0.446 <sup>†</sup>	0.255 <sup>†</sup>	0.249 <sup>†</sup>	0.610	0.607	0.514	0.511
Shank 2	KJC / AJC	0.0433	0.440 <sup>†</sup>	0.251 <sup>†</sup>	0.246 <sup>†</sup>	0.614	0.612	0.506	0.504
Foot 1	HEEL / TTOE	0.0137	0.442 <sup>†</sup>	0.257 <sup>†</sup>	0.245 <sup>†</sup>	0.615	0.610	0.511	0.505

<sup>†</sup> Not adjusted values, from de Leva (1996);

<sup>Z</sup> From Zatsiorsky (2002), Zatsiorsky et al. (1990);

Table 3.II. Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters for male subjects. Segment mass (mass ratio) are relative to body mass. Proximal COM ratio and radius of gyration ratio are relative to endpoints distance.

Segment	Definition (endpoints)	Mass ratio <sup>z</sup>	COM ratio	Radius of gyration (COM)		Radius of gyration (distal)		Radius of gyration (proximal)	
				S <sub>axis</sub>	T <sub>axis</sub>	S <sub>axis</sub>	T <sub>axis</sub>	S <sub>axis</sub>	T <sub>axis</sub>
Head	VRTX / MGON	0.0668	0.589 <sup>†</sup>	0.330 <sup>†</sup>	0.359 <sup>†</sup>	0.675	0.690	0.527	0.545
Upper trunk 1	ACR / XYPH	0.1545	0.220	0.734	0.494	1.071	0.923	0.767	0.541
Upper trunk 2	SPRS / XYPH	0.1545	0.208 <sup>†</sup>	0.746 <sup>†</sup>	0.502 <sup>†</sup>	1.088	0.938	0.774	0.543
Lower trunk 1	XYPH / ASIS	0.1465	0.318	0.305	0.249	0.747	0.726	0.441	0.404
Lower trunk 2	XYPH / Navel	0.1465	0.451 <sup>†</sup>	0.433 <sup>†</sup>	0.354 <sup>†</sup>	0.699	0.653	0.625	0.573
Pelvis 1	Navel / HJC	0.1247	0.492 <sup>†</sup>	0.433 <sup>†</sup>	0.402 <sup>†</sup>	0.667	0.648	0.655	0.635
Pelvis 2	ASIS / TCR	0.1247	0.034	0.799	0.742	1.254	1.219	0.800	0.743
Trunk 1	SPRS / HJC	0.4257	0.415 <sup>†</sup>	0.357 <sup>†</sup>	0.339 <sup>†</sup>	0.685	0.676	0.547	0.536
Trunk 2	SJC / HJC	0.4257	0.378 <sup>†</sup>	0.379 <sup>†</sup>	0.361 <sup>†</sup>	0.728	0.719	0.535	0.523
Trunk 3	ACR / TCR	0.4257	0.415	0.353	0.324	0.683	0.674	0.545	0.535
Head & trunk 1	SJC / HJC	0.4925	0.261	0.462	0.451	0.872	0.866	0.531	0.521
Head & trunk 2	ACR / TCR	0.4925	0.306	0.431	0.411	0.817	0.807	0.529	0.513
Upper arm 1	SJC / EJC	0.0255	0.575 <sup>†</sup>	0.278 <sup>†</sup>	0.260 <sup>†</sup>	0.507	0.498	0.639	0.631
Upper arm 2	ACR / EJC	0.0255	0.622	0.248	0.232	0.452	0.444	0.669	0.664
Forearm 1	EJC / WJC	0.0138	0.456 <sup>†</sup>	0.261 <sup>†</sup>	0.257 <sup>†</sup>	0.603	0.602	0.525	0.523
Forearm 2	EJC / STYL	0.0138	0.459 <sup>†</sup>	0.263 <sup>†</sup>	0.259 <sup>†</sup>	0.601	0.600	0.529	0.527
Hand 1	WJC / KNU3	0.0056	0.747 <sup>†</sup>	0.531 <sup>†</sup>	0.454 <sup>†</sup>	0.588	0.519	0.917	0.874
Hand 2	STYL / KNU3	0.0056	0.753 <sup>†</sup>	0.519 <sup>†</sup>	0.443 <sup>†</sup>	0.575	0.507	0.915	0.874
Lower arm 1	EJC / WJC	0.0194	0.677	0.419	0.415	0.529	0.526	0.796	0.794
Lower arm 2	EJC / STYL	0.0194	0.681	0.422	0.418	0.529	0.526	0.802	0.800
Total arms 1	SJC / WJC	0.0449	0.530	0.321	0.319	0.569	0.568	0.620	0.619
Total arms 2	SJC / STYL	0.0449	0.532	0.322	0.320	0.568	0.567	0.622	0.621
Total arms 3	ACR-STYL	0.0449	0.560	0.304	0.301	0.535	0.534	0.637	0.636
HAT 1	SJC / HJC	0.5823	0.310	—	0.450	—	0.825	—	0.547
HAT 2	ACR / TCR	0.5823	0.351	—	0.413	—	0.769	—	0.541
Thigh 1	HJC / KJC	0.1478	0.361 <sup>†</sup>	0.369 <sup>†</sup>	0.364 <sup>†</sup>	0.738	0.735	0.516	0.513
Thigh 2	TCR / KJC	0.1478	0.356	0.372	0.367	0.743	0.741	0.515	0.512
Shank 1	KJC / LMAL	0.0481	0.442 <sup>†</sup>	0.271 <sup>†</sup>	0.267 <sup>†</sup>	0.620	0.619	0.518	0.516
Shank 2	KJC / AJC	0.0481	0.435 <sup>†</sup>	0.267 <sup>†</sup>	0.263 <sup>†</sup>	0.625	0.623	0.511	0.509
Foot 1	HEEL / TTOE	0.0129	0.401 <sup>†</sup>	0.299 <sup>†</sup>	0.279 <sup>†</sup>	0.669	0.660	0.501	0.489

<sup>†</sup> Not adjusted values, from deLeva (1996)

<sup>z</sup> From Zatsiorsky (2002), Zatsiorsky et al. (1990);

Table 3.III. Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters for female subjects. Segment mass (mass ratio) are relative to body mass. Proximal COM ratio and radius of gyration ratio are relative to endpoints distance.

### 3.6. DISCUSSION

The purpose of this study was first to provide a complete table of the mass inertia parameters based on the data of Zatsiorsky et al. (1990a) for male and female. The present study responds to the need for accurate MIP from whom a variety of anthropometric COM-models could be implemented. The MIP from Tables 3.2 and 3.3 differ considerably from those of Dempster (1955) (cf. Winter, 1990). It is especially true for comparing the COM ratio and radius of gyration of the total trunk segment. This can lead to important errors during estimation of the COM using the segmental method, specifically in young adult subjects. The effects of MIP sources on body's COM location had received little attention. deLeva (1993) showed that MIP from cadaver data (Clauser et McConville, 1969) introduce greater errors than the Zatsiorsky's MIP on the estimation of the COM location in young adult subjects. de Leva study's was conducted by comparing the sensitive reaction board and the segmental approaches to define the COM when the subjects were lying on their side. deLeva (1993, 1996) found an error of 53 mm ( $\pm 18$  mm) and 38 mm ( $\pm 13$  mm) using Zatsiorsky-Seluyanov MIP along the longitudinal axis in young male and female subjects respectively.

The present study provides MIP of a variety of segment from a large sample of living, young and healthy subjects (Zatsiorsky, Seluyanov et Chugunova, 1990a; Zatsiorsky, 2002). The gamma-scanning technique used to estimate the MIP provides accurate data (Zatsiorsky, Seluyanov et Chugunova, 1990a). However, the

procedures used in this study, based on anthropometric data in the literature (deLeva, 1996), to define body segments using several body landmarks may reduce the validity of these MIP. Based on geometric models, and assuming the uniform density of body segments, several studies defined regression equations to estimate MIP (Jensen, 1986; Jensen et Fletcher, 1994; Pavol, Owings et Grabiner, 2001; Vaughan, 1992; Yeadon et Morlock, 1989). The present study report MIP defined by using only two endpoints. These data are accurate and very practical for biomechanical analysis based on kinematics description.

## **CHAPITRE IV.**

### **Article II : Comparaison de différentes méthodes d'estimation du COM pour l'évaluation de l'équilibre.**

---

#### **4.1. Situation de l'article dans la thèse.**

L'évaluation de l'équilibre en laboratoire se fait généralement en estimant le déplacement du COP et du COM. Le déplacement du COP est obtenu à l'aide d'une plate-forme de force alors que l'estimation du COM demande des considérations plus complexes. En effet, la méthode segmentaire est directement basée sur la définition du COM tel qu'expliqué dans une section précédente. Cette méthode est donc basée sur une analyse cinématique nécessitant ainsi l'utilisation d'un équipement fort coûteux. Plusieurs méthodes basées sur la mécanique newtonienne ont été proposées. Cependant, aucune étude de validité concomitante n'a été effectuée. Cette étude a donc pour but de comparer trois méthodes d'estimation du COM en posture debout. Nous avons d'abord amélioré la validité de la méthode segmentaire en utilisant des paramètres inertiels adaptés à la posturographie tels que présentés dans l'étude I puis nous avons comparé la méthode segmentaire à une méthode d'intégration des forces de réaction et une méthode basée sur un filtre passe-bas du COP.

**COMPARISON OF THREE METHODS TO ESTIMATE THE CENTER OF  
MASS DURING BALANCE ASSESSMENT.**

Danik Lafond<sup>1,2</sup>, Marcos Duarte<sup>3</sup> and François Prince<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Department of Kinesiology and Department of Surgery, Université de Montréal,  
Canada.

<sup>2</sup> Movement Laboratory, Marie-Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Canada.

<sup>3</sup> Laboratory of Biophysics, Escola de Educação Física e Esporte, University of São  
Paulo, Brazil.

**Acknowledgements.** Scholarships from the Fonds pour chercheur et aide à la recherche (FCAR) and Fond de recherche en santé du Québec (FRSQ) awarded to DL and FP respectively. Supported (FP) by the Natural Science Research Council of Canada and Canadian Institute of Health Research (227745-00). Dr. Duarte is thankful to FAPESP/Brazil for his grant 00/03624-5.

**Soumis :** *Journal of Biomechanics*, 15 octobre 2002.

## 4.2. ABSTRACT

Evaluation of postural control is generally based on the interpretation of the center of pressure (COP) and the center of mass (COM) time series. The purpose of this study is to compare three methods to estimate the COM which are based on different biomechanical considerations. These methods are: (1) the kinematic method; (2) the zero-point-to-zero-point double integration technique (GLP) and (3) the COP filter method (LPF). The COP and COM time series have been determined using an experimental setup with a force plate and a 3D kinematic system on six healthy young adult subjects during four different 30 seconds standing tasks: (a) quiet standing; (b) one leg standing; (c) voluntary oscillation about the ankles and (d) voluntary oscillation about the ankles and hips. To test the difference between the COM trajectories, the root-mean-square (RMS) differences between each method (three comparisons) was calculated. The RMS differences between kinematic-LPF and GLP-LPF are significantly larger than kinematic-GLP. Our results show that the GLP method is comparable to the kinematic method. Both agree with the unified theory of balance during upright stance. The GLP method is attractive in the clinical perspective because it requires only a force plate to determine the COP-COM variable, which has been demonstrated to have a high reliability.

### 4.3. INTRODUCTION

The most common model used to characterize the postural control during quiet standing is the inverted pendulum. In this model, the postural control is defined by the relation between the center of pressure (COP) and the center of mass (COM). The COP oscillates on either side of the COM where the COP displacement always exceeds the COM. The COP is the integrated control variable whereas the COM is the controlled variable (Winter, 1995). The variable COP-COM, which is defined as the time course arithmetic difference of the COP and COM position, is highly correlated to the horizontal acceleration of the COM (Winter et al., 1996). The variable COP-COM is reported as the 'error' of the postural control system and provides important insight on the postural control mechanism. It was recently shown that the root-mean-square error of the COP-COM is greater in elderly with neurological impairments compared with healthy elderly (Corriveau et al., 2000a). Metrological studies also demonstrated that the COP-COM variable has a high reliability in elderly subjects (Corriveau et al., 2000b, 2001).

The COP is defined as the point of application of the ground reaction forces under the feet measured by one or two force platforms. It is the outcome of the inertial forces of the body and the restoring equilibrium forces of the postural control system. The COM is the weighted average position of the segments and represents, in one imaginary point in space, the location of the total body mass where the external forces act. Several methods have been suggested to estimate the COM. The

kinematic method (also known as 'segmental method') is based directly on the definition of the COM and has been frequently used in quiet standing (Hasan, 1996a-b; Winter et al., 1998; Corriveau et al., 2000a; 2000b; 2001). Recently, the mechanical relationships between COM and COP during quiet standing allowed researchers to define COM based on Newtonian mechanics (King & Zatsiorsky, 1997; Levin and Mizrahi, 1996; Morasso et al., 1998; Shimba, 1984; Zatsiorky and King, 1998). Since the frequency content of the COP is higher than the COM, others estimation methods have been proposed using a low pass filter on the COP time series (Benda et al., 1994; Caron et al., 1997).

The COM estimation methods based on Newtonian mechanics are attractive in the clinical perspective because they require only a force platform to calculate the COP-COM. The purpose of this study is to compare three different methods to estimate the COM displacement during different standing tasks. Although earlier comparisons have been reported (Eng and Winter, 1993), to our knowledge this is the first time that techniques from three different methods to estimate the COM location are directly compared under different standing conditions. This comparison may help potential users to choose a method for estimating the COM location.

## 4.4. METHODS

### 4.4.1. Protocol and data collection

Six young male adult subjects participated in this study. Informed consent was obtained from each subject before the experimentation. Subjects were instructed to stand barefoot in a side-by-side position on a force platform (model OR5-6, Advance Mechanical Technology Inc, Watertown, USA). They were asked to perform four different standing tasks with eyes open: (a) 30 seconds of quiet standing; (b) 30 seconds of one leg standing; (c) 30 seconds of voluntary oscillation about the ankles and (d) 30 seconds of voluntary oscillation about the ankles and hips. During the data collection in quiet and one leg standing (tasks 'a' and 'b'), the participants were also instructed to keep their arms hanging at their side and place their head in a normal forward-looking position and focusing on a fixed target located at eyes height approximately 2 meters away. For the voluntary oscillation trials, they were requested to oscillate only around the ankle like an inverted pendulum for one trial (task 'c') and using both ankle and hip joints for the second trial (task 'd'). They were also instructed to oscillate without moving their feet or make a step over the force platforms. Before data collection, the subjects were allowed to practice few trials of voluntary oscillations.

The force platform was always allowed to temperature stabilize for at least 45 minutes before any data collection in order to minimize any electronic drifts. One second data with the force platform unloaded was recorded at 20 Hz before each

experimental session. The mean bias, which represents the mean shift of the transduced signals, calculated from these data was then removed from experimental data to ensure that force platform data have zero drift after amplification. Three orthogonal ground reaction forces and three moments were collected at a sampling frequency of 20 Hz, converted to a digital signal by a 16 bit A/D converter (model PCI-6033, National Instrument,) and stored in a personal computer. The raw data collected were thereafter filtered with a zero lag 6<sup>th</sup> order Butterworth low pass filter at 10 Hz and transformed (in N and N m) by multiplying the data array by the calibration matrix provided by the manufacturer. The displacement of the COP was calculated using the following equations:

$$COP_x = \frac{-M_y + F_x \times Z_0}{F_z} + X_0 \text{ and } COP_y = \frac{M_x + F_y \times Z_0}{F_z} + Y_0 \quad 4.1.$$

where M is the moment, F is the reaction force, x, y and z are the mediolateral, anteroposterior and vertical direction respectively and X<sub>0</sub>, Y<sub>0</sub>, Z<sub>0</sub> are the offsets from the geometric center of the force platform.

#### 4.4.2. Estimating the COM trajectory in quiet standing

Three methods were chosen in this study to estimate the COM: (1) the kinematic method which is frequently used in postural steadiness studies; (2) the “zero-point-to-zero-point double integration technique” (GLP method) and (3) the “COP Filter method” (LPF method). These methods are respectively based on

different biomechanical considerations and will be described in the following sections. The COP and the three estimations of the COM were computed with MATLAB 5.1 software (Mathworks Inc., Natick, MA).

*Kinematic method.* The kinematic method is based directly on the definition of the COM. An accurate anthropometric model and full kinematics description of each marker attached on specific proximal and distal bony landmarks of several segments are required (Hasan, 1996a; Winter et al., 1998). In particular, the accuracy of the COM location is related to the validity of the mass inertia parameters (MIP) providing the center of mass position and mass fraction of each segment of the model. In the present study, the anthropometric model was composed of 13 segments (2 feet, 2 shanks, 2 thighs, pelvis, lower trunk, upper trunk and head, 2 total arms). The Zatsiorsky-Seluyanov's MIP were used to estimate the COM location (Lafond and Prince, 2002). Sixteen infrared light-emitting diodes were attached bilaterally to anatomic landmarks to define the anthropometric model of the COM (Figure 4.1). Two OPTOTRAK position sensors (Northern Digital Inc, Waterloo, Ontario, Canada) recorded markers displacement during the experiment at a sampling frequency of 20 Hz. The resolution of the OPTOTRAK position sensor is 0.01 mm and has a root mean square errors (RMS) accuracy of 0.1 mm. The Table 4.I. presents a complete description of the anthropometric model. The COM location in a given direction is calculated as follow:

$$COM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n COM_i \times m_i \quad 4.2.$$

where  $m_i$  is the mass of  $i$ th segment,  $COM_i$  is the coordinate of  $i$ th segment and  $N$  is the number of segments defining the body COM.

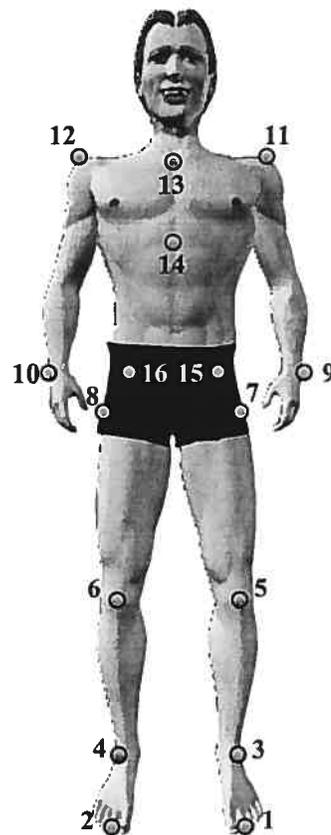


Figure 4.1. Location of the 16 LEDs defining the 13-segment model to estimate body COM. See Table 4.I. for details of bony landmarks definition

Table 4.I. Segments and markers description of the anthropometric model used in the kinematic method.

	<b>Segment</b>	<b>Endpoints</b> ( <i>proximal to</i> <i>distal</i> )	<b>Markers definition of</b> <b>COM</b>	<b>Mass</b> <b>ratio</b>
1	<b>Upper trunk &amp; head</b>	SPRS / XYPH	$1.116 \times 15$	0.2290
2	<b>Lower trunk</b>	XYPH / ASIS	$0.674 \times 16 + 0.326 \times$ $(9+10)/2$	0.1633
3	<b>Pelvis</b>	ASIS / TRC	$0.894 \times ((9+10)/2) +$ $0.106 \times ((7+8)/2)$	0.1117
4	<b>Total arm (2)</b>	ACR / STYL	$0.571 \times 11 + 0.429 \times 13$	0.0494
5			$0.571 \times 12 + 0.429 \times 14$	
6	<b>Thigh (2)</b>	KJC / TRC	$0.405 \times 5 + 0.595 \times 7$	0.1416
7			$0.405 \times 6 + 0.595 \times 8$	
8	<b>Shank (2)</b>	KJC / LMAL	$0.446 \times 3 + 0.554 \times 5$	0.0433
9			$0.446 \times 4 + 0.554 \times 6$	
10	<b>Foot (2)</b>	LMAL / TTOE	$0.442 \times 1 + 0.558 \times 3$	0.0137
11			$0.442 \times 2 + 0.558 \times 4$	

ACR = acromion; ASIS = anterosuperior iliac spine; KJC = knee joint center; LMAL = lateral malleoli; SPRS = suprasternal; STYL = styloid process; TTOE = tip of 2<sup>nd</sup> toe; TRC = greater trochanter; XYPH = xyphiod.

*Zero-point-to-zero-point double integration technique (GLP).* The zero-point-to-zero-point double integration technique was initially proposed by King and Zatsiorsky (1997) and described later in more details (Zatsiorsky and King, 1998). This method is based on the premises that when the horizontal ground reaction forces equal zero, the COP and the vertical projection of the COM, named gravity line projection (GLP), coincide. Therefore, the instantaneous GLP position can be determined by integrating the horizontal ground reaction forces. However, the initial constants of integration have to be determined. Since the COP and GLP coincide at  $F_H = 0$ , the location of the COP at this instant can be estimated. Because of sampling of the analog signal from the force platform, it is almost impossible to obtain an exact value of zero of horizontal forces. Initially, Zatsiorsky and King (1998) suggest a preset threshold range of  $F_H$  around zero as an approximation of  $COP_H(t_0)|_{F_H=0}$ . However, the threshold range is sampling frequency dependent. With a high sampling rate (200 Hz or more) a smaller threshold range can be used which provide a better estimation of  $F_H = 0$  in quiet standing. In this study, the instant at which  $F_H = 0$  was estimated by a modified version of the zero-point-to-zero-point double integration technique (Zatsiorsky and Duarte, 2000). A local linear interpolation of the horizontal forces time series was performed throughout the data where  $F_H$  changed its polarity. The COP positions at these instants were determined. These zero-force points have been named 'instant equilibrium points or IEP' (Zatsiorsky and Duarte, 1999; 2000). The limitation of other methods proposed to estimate the COM by double integration of the horizontal forces is that the initial constants of

integration, which are the initial position,  $X(t_0)$ , and the initial velocity,  $V(t_0)$ , are set to zero. Consequently, a drift occurs in the GLP trajectory during the double integration technique and it should be corrected a posteriori. The actual method encompasses this limitation. The second constant,  $V(t_0)$ , was analytically found using the next COP position when  $F_H$  is zero by Equation 4.3 given below. The GLP trajectory can be determined in anteroposterior direction (A/P) and mediolateral direction (M/L) as the following:

1. the first integration constant,  $COP(t_0)$ , is known and coincide with the GLP at  $F_H = 0$ , which is estimated with a local linear interpolation as described above;
2. at each interval between  $t_i | F = 0$  and  $t_{i+1} | F = 0$ , noted by  $\Delta_t$ , the initial velocity ( $v(t_0)$ ) is determined by:

$$v(t_0) = \frac{COP(t_{i+1}) - COP(t_i) - \sum_{t_i}^{t_{i+1}} \Delta_t \sum_{t_i}^{t_{i+1}} \frac{F(t)}{M} \Delta_t}{(t_{i+1} - t_i)} \quad 4.3$$

where  $v(t_0)$  is the initial velocity,  $t_i$  and  $t_{i+1}$  are the successive instants when  $F_H = 0$ ,  $M$  is the mass of the subject and  $\Delta_t$  is the time interval.

3. the GLP time-history is then obtained by integrating twice the horizontal forces :

$$GLP = COP(t_i) - v(t_i)(t_{i+1} - t_i) + \sum_{t_i}^{t_{i+1}} \Delta_t \sum_{t_i}^{t_{i+1}} \frac{F(t)}{M} \Delta_t \quad 4.4$$

*COP low pass filter method (LPF)*. This method uses a low pass filter defined by the relation of the COP and COM in the frequency domain (Caron et al., 1997). According to Brenière et al. (1996), the relative magnitude of the COM with respect of the COP is a function of the frequency of oscillation. The COM trajectory is determined by applying the low pass filter, which is related to the inertial characteristics of the subject, to the COP frequency content. The following steps detail the procedure to estimate the COM:

1. The COP time series are transformed in the frequency domain by a discrete Fast Fourier Transform.
2. The spectrum of the COP time series is multiplied by the low pass filter,  $\phi_{COM} / \phi_{COP}$ , which is defined as followed:

$$\phi_{COM} / \phi_{COP} = \left( \frac{mgh}{I_A} \right) / \left( \frac{mgh}{I_A} + (2\pi f)^2 \right) \quad 4.5$$

where  $I_A$  is the moment of inertia of the body around the ankle,  $f$  refers to the running frequency,  $h$  is the height of the COM from the ankle,  $g$  is the gravity and  $m$  is the mass of the subject.

3. The moment of inertia of the body around the ankle was calculated using the following equations (Ledebt and Brenière, 1994; Rougier et al., 2001):

$$I_{A/P} = 0.0533 \times mH^2 \quad \text{and} \quad I_{M/L} = 0.0572 \times mH^2 \quad 4.6$$

where  $H$  and  $m$  is respectively the height and the mass of the subject.

4. The filtered spectrum of the COP is thereafter considered to be equal to the spectrum of the COM time series. An inverse discrete Fast Fourier

Transform (IFFT) is used to obtain the COM trajectory in the time domain.

### *Statistical analysis*

To determine the difference between the COM trajectories, the root mean square differences (RMS) between each COM time series (3 comparisons: kinematic-GLP, kinematic-LPF and GLP-LPF) were calculated. An ANOVA was performed to assess the effect of the methods on the RMS differences.

## **4.5. RESULTS**

Figures 4.2 and 4.3 present the COP trajectory and the COM trajectories estimated for each task of one representative subject. Figure 4.4 presents the average RMS differences (mm) of COM time series between methods in A/P and M/L directions. The kinematic-GLP RMS difference is significantly smaller than the kinematic-LPF and GLP-LPF RMS differences in the A/P direction during quiet stance and one-legged stance ( $p < .001$ ) and during voluntary oscillation tasks ( $p < 0.02$ ). There is no difference between all comparisons of kinematic-LPF and GLP-LPF RMS differences. These results indicate that the COM trajectories estimated by the kinematic and GLP methods are similar.

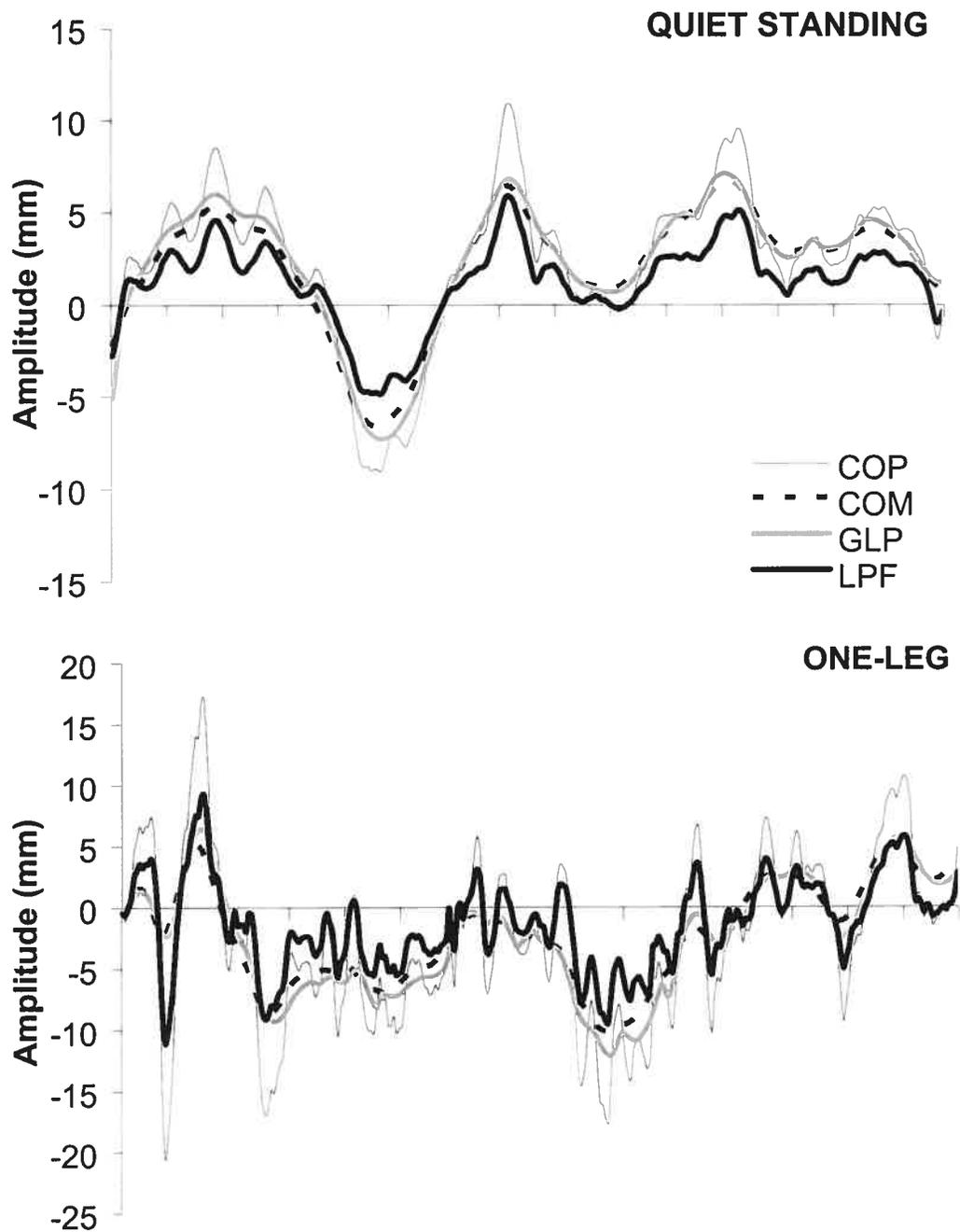


Figure 4.2. Trajectories of the COP and COM estimated by the kinematic method (COM), the GLP method and the LPF method during quiet standing and one legged stance. QUIET = quiet standing; ONE LEG = one legged stance.

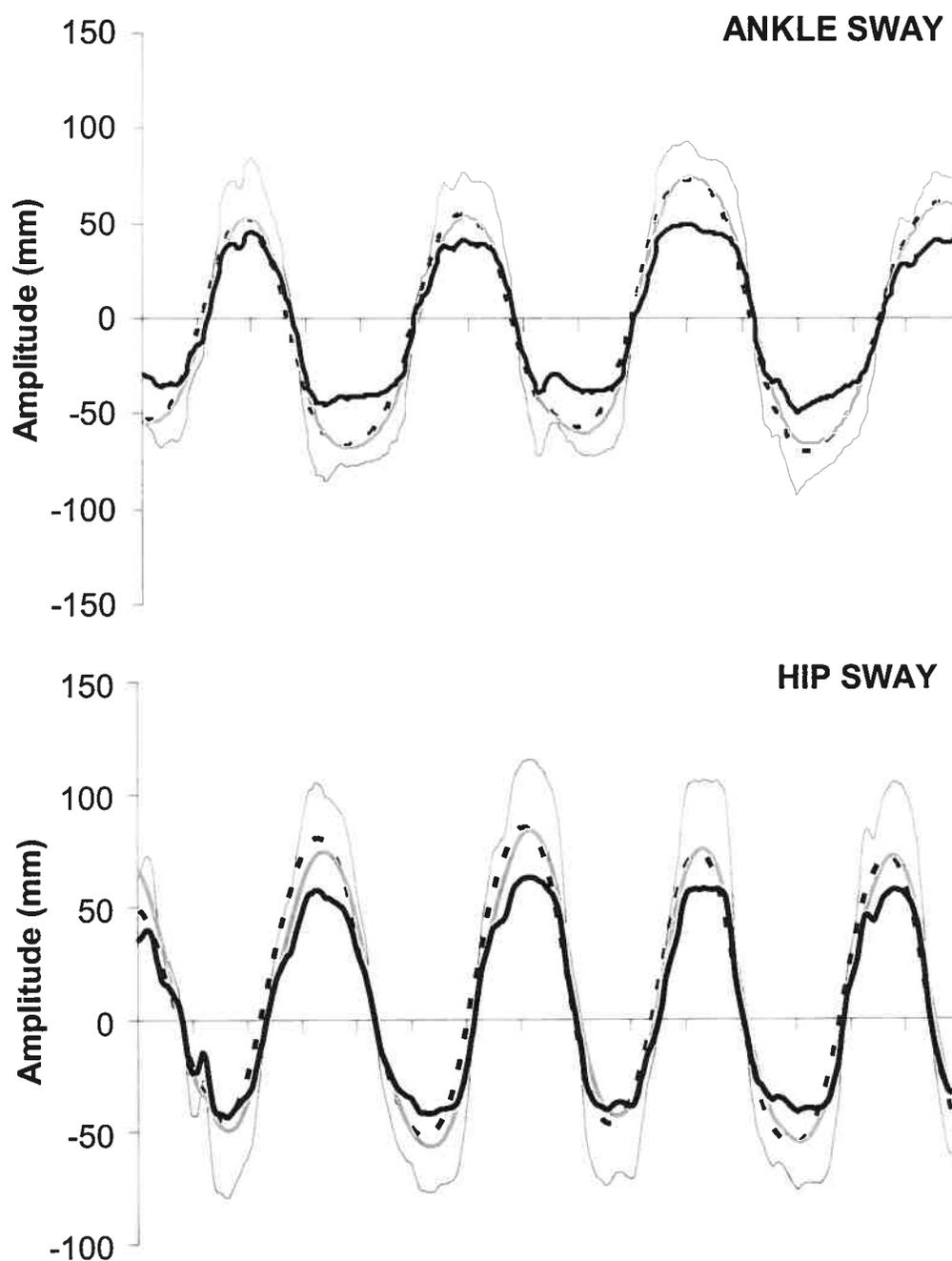


Figure 4.3. Trajectories of the COP and COM estimated by the kinematic method (COM), the GLP method and the LPF method during voluntary oscillation around the ankle and voluntary oscillation at hip and ankle. ANKLE SWAY = voluntary oscillation around ankles; HIP SWAY = voluntary oscillation around hip and ankles.

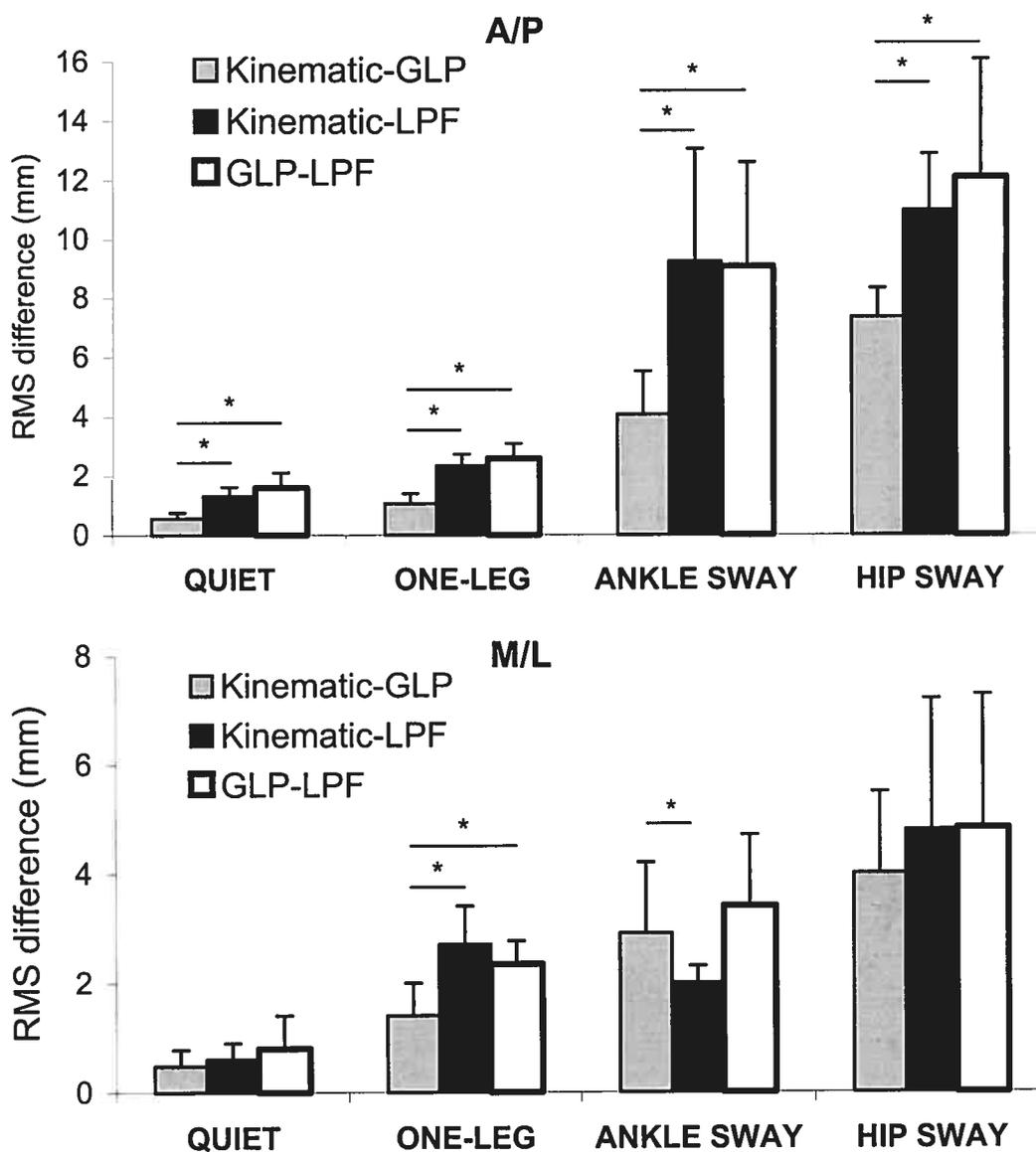


Figure 4.4. Average RMS differences (mm) of COM time series between COM estimation methods in A/P and M/L directions. Kinematic-GLP = RMS difference between kinematic method and GLP method; Kinematic-LPF = RMS difference between kinematic method and LPF method; GLP-LPF = RMS difference between GLP method and LPF method. QUIET = quiet standing; ONE LEG = one legged stance; ANKLE SWAY = voluntary oscillation around ankles; HIP SWAY = voluntary oscillation around hip and ankles.

#### 4.6. DISCUSSION

The purpose of this study was to compare three different methods to estimate the COM during different standing tasks. The RMS difference between each COM trajectory has been used to determine the effects of these methods on the COM estimation. According to the unified theory of balance during quiet standing, the COP moves anteriorly and posteriorly with respect of the COM (Winter, 1995, Winter et al., 1996). It means that the COM trajectory must be within the COP trajectory amplitude to maintain upright standing equilibrium. As shown in Figure 4.2, the COP trajectory always exceeds the COM trajectories estimated by the kinematic method and GLP method during all standing tasks. However, the COM trajectory estimated by LPF method does not totally agree with the COP and COM relationship in quiet standing and one-legged stance.

When the acceleration and the displacement of the COM are larger, the LPF method provides a better COM estimation as shown during voluntary oscillation tasks in respect to the COP-COM relationship. However, the amplitude of the COM displacement is underestimated with LPF method during voluntary oscillation tasks explaining a smaller RMS differences between the two other methods.

In conclusion, the GLP method gives similar COM trajectories compared to the traditional kinematics method based on the definition of the COM. Moreover, the GLP and kinematics methods are independent of the standing conditions. The GLP

method is very attractive for clinical settings because it only requires a force plate to estimate the COP-COM variable and quantify the postural control under various somatosensory conditions.

## CHAPITRE V.

### Article III : Fidélité intra-session de plusieurs mesures du centre de pression en posture debout quasi-statique chez les aînés en bonne santé.

---

#### 5.1. Situation de l'article dans la thèse.

Le centre de pression, comme bien des phénomènes biologiques, possède une variabilité intrinsèque. Cette variabilité augmente la variance d'erreur et par le fait même, réduit la valeur d'information des mesures du COP. Cette variabilité diminue également la fidélité et par conséquent, la validité de ces mesures de l'équilibre. Si l'on prends plusieurs mesures d'un phénomène empreint d'une erreur aléatoire, la moyenne de ces fluctuations tendra vers zéro, tel que :

$$\{X_1, X_2, X_3, X_4\} = \left\{ \begin{array}{l} X_1 \approx X_2; X_1 \approx X_3; X_1 \approx X_4 \dots \\ X_2 \approx X_3; X_2 \approx X_4; X_3 \approx X_4 \end{array} \right\} \rightarrow \left\{ \begin{array}{l} + \\ - \end{array} \right\} \rightarrow e_0$$

où  $X_i$  est la  $i^e$  mesure consécutive du phénomène et  $e_0$  est l'erreur aléatoire.

Ainsi, nous pouvons augmenter la valeur d'information et la fidélité des mesures issues du COP en déterminant le nombre d'essais requis pour obtenir une fidélité désirée. Nous avons donc estimé la fidélité d'un seul essai de différentes mesures du COP fréquemment utilisées en posture debout quasi-statique. Nous avons par la suite calculé le nombre d'essais requis, c'est-à-dire le nombre d'essais à moyenner pour obtenir une fidélité intrasession désirée et ainsi déterminer quelle mesure issue du COP obtient les meilleures caractéristiques métrologiques.

**INTRASESSION RELIABILITY OF CENTER OF PRESSURE MEASURES  
OF POSTURAL STEADINESS IN HEALTHY ELDERLY**

Danik Lafond, M.Sc.<sup>1,2</sup>, Hélène Corriveau, PT, Ph.D.<sup>3</sup>, Réjean Hébert, MD, MPhil.<sup>3</sup>  
and François Prince, Ph.D.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Kinesiology, Department of Surgery, Université de Montreal,  
Canada,

<sup>2</sup>Movement Laboratory, Marie-Enfant Rehabilitation Center, Montreal, Canada,

<sup>3</sup>Ageing Research Center of Sherbrooke, Sherbrooke Geriatric University Institute,  
Sherbrooke, Canada.

**Acknowledgements.** Scholarships from the Fonds pour chercheur et aide à la recherche (FCAR) and Fond de recherche en santé du Québec (FRSQ) awarded to DL and FP respectively. Supported (FP) by the Natural Science Research Council of Canada and Canadian Institute of Health Research (227745-00).

**Soumis :** *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 28 Ao  t 2002.

## 5.2. ABSTRACT

**Objectives:** To estimate the immediate test-retest reliability of a single measure of several center of pressure (COP) variables in order to report, first, the number of trials to be averaged to obtain a reliable measurement of postural steadiness and second, to determine the minimal metrically detectable change (MMDC) of these COP variables in A/P and M/L.

**Design:** Cross-sectional study.

**Setting:** University biomechanics laboratory.

**Participants:** Seven community-living, healthy elderly individuals over 60 years of age.

**Interventions:** Not applicable.

**Main Outcome Measures:** The COP was estimated from two force platforms and the following measures were calculated: 1) root mean square (RMS), 2) COP range; 3) COP mean velocity, 4) mean power frequency (MPF), 5) median power frequency (MedPF) and 6) sway area. The ICCs were determined using nine successive quiet standing trials.

**Results:** The ICCs obtained for one measure of 120 seconds are .58 and .58 for the RMS, .83 and .94 for the COP mean velocity, .52 and .62 for the COP range, .44 and .30 for the MPF, .34 and .47 for the MedPF in A/P and M/L direction respectively. The ICC of the COP sway area obtained for one measure is .41. Only two trials must be averaged to obtain an ICC over .90 for the COP mean velocity associated with a MMDC of  $\pm 1.2$  mm/s (A/P) and  $\pm 0.6$  mm/s (M/L).

**Conclusion:** It was found that the COP mean velocity is the most reliable COP measure and using two repetitions allows a reliable measurement of postural steadiness. Other COP variables necessitate at least 3 trials of 120 seconds to obtain an ICC over .80.

**Keywords:** Center of pressure; Reliability; ICC; Postural control; Elderly

### 5.3. INTRODUCTION

The incidence of falls in the elderly as well as their social and medical impacts has led to a great deal of research about postural stability. Several clinical and laboratory methods have been developed to assess different dimensions of the postural control system (Horak, 1997). In laboratory settings, the experimental protocol is generally designed to assess postural steadiness or postural balance. Postural balance refers to the ability to stay upright or to recover the equilibrium after external dynamic perturbations whereas postural steadiness refers to standing as still as possible on a force platform sometimes under altered somatosensory conditions (Prieto, Myklebust et Myklebust, 1993).

Many variables have been developed from the force platform signals to quantify postural steadiness. The center of pressure (COP) is the most common one and is defined as the point of application of the ground reaction forces under the feet (Winter, 1995). The COP is the outcome of the inertial forces of the body and the restoring equilibrium forces of the postural control system. The COP displacement is used to infer about neurological and biomechanical mechanisms of postural control. The COP displacement can be characterized as one-dimensional and two-dimensional measures. These measures include, but are not limited to : 1) the COP root-mean-square error (RMS) ; 2) the COP range; 3) mean COP position; 4) the mean or median power frequency; 5) fractal dimensions; 6) the sway area; 7) the mean COP velocity and 8) the COP path length.

Like many biological measurements, center of pressures (COP) has an intrinsic variability that affects the reliability and the validity of postural control outcomes. Assuming that the measurement conditions are constant, the difference between two measures is attributable to the error variance, which is influenced by the variability of the phenomena measured and the precision of the instrumentation. Increasing the number of repetitions decreases the weight of the error variance compared to the true score (Bravo et Potvin, 1991). Averaging the results of many trials or repetitions improves the intrasession reliability, the immediate test-retest reliability. Intersession reliability is referred to day-to-day reliability and introduces the concept of stability of the phenomenon measured over a given period of time. To date, few metrological studies have been performed to assess the reliability of the COP measures of elderly subjects during quiet standing (Table 5.I).

To the authors' knowledge, only one study used appropriate statistical design (Shrout et Fleiss, 1979) to assess the immediate test-retest reliability based on the analysis of variance model with a specific version of the intraclass correlation coefficient (Corriveau et al., 2000a). These authors estimated the intrasession reliability of a single measure of the COP-COM variable. They concluded that four trials must be averaged to obtain a reliable measure of postural control. Using the mean of four trials, these researchers were allowed to perform an intersession and inter-rater reliability study of the COP-COM variable (Corriveau et al., 2001).

Table 5.I. Summary of intrasession reliability studies of different postural steadiness variables.

Authors	Postural stability measure	Sample size	No. trial	Outcome
Geurts et al. (1993)	RMS COP amplitude RMS COP velocity	8	10	Coefficient of variation
Samson & Crowe (1996)	COP mean velocity	15	10	Coefficient of variation
Benvenuti et al. (1999)	COG-area COG-velocity COP-velocity SD quadratic fit COP	36	1	ICC = .71 ICC = .76 ICC = .74 ICC = .76 (A/P), .77 (M/L)
Corriveau et al. (2000a)	RMS COP-COM	7	9	1 trial ICC = .79 (A/P); .69 (M/L) 4 trials ICC = .94 (A/P); .90 (M/L)

So, before considering the intersession reliability, it is important to determine how many trials must be averaged to obtain an immediate reliable COP measure during one testing session. In addition, postural steadiness stabilogram measures should be used to quantify intervention effects or to document the evolution of a particular neuromuscular condition affecting postural control.

A follow up evaluation of postural steadiness includes before and after measurements. The clinical difference of COP measures, i.e. the change that could be considered clinically different between two measurements, should be greater than the noise induced by the intrinsic variability of the phenomena and instrumentation. The Minimal Metrically Detectable Change (MMDC) represents this difference between two measurements associated with the lack of perfect reliability or the measurement error (Hébert, Spiegelhalter et Brayne, 1997). Then, the objectives of this study were (1) to determine how many trials must be averaged to obtain a reliable measure of several COP measures by determining the intrasession reliability and (2) to determine the minimal metrically detectable change (MMDC) of these COP measures in healthy elderly subjects.

## **5.4. METHODS**

**5.4.1. Subjects.** Seven healthy elderly subjects participated in this study (3 males, 4 females). Their average age, mass and height were respectively 67.9 years ( $\pm 4.3$ ), 65.6 kg ( $\pm 17.5$ ) and 161 cm ( $\pm 12$ ). The recruitment procedures are detailed in a previous study and will be briefly explained here (Corriveau et al., 2000a). Subjects reported at the time of the evaluation having no neurological or musculoskeletal impairments, living independently in the community and being over 45 years of age. Subjects were excluded if they reported one fall in the past year. All subjects gave their informed consent, previously approved by the university ethical board, to

participate in this study.

**5.4.2. Procedure.** Subjects were instructed to stand in an upright posture on two adjacent force platforms. Data acquisition was made in a double leg stance with feet at pelvis width. Subjects were instructed to look straight ahead with their head erect and their arms hanging at their sides in a comfortable position. Nine successive trials with eyes open lasting 120 seconds with a resting between trials period of approximately 5 minutes were used for analysis. Outline of the feet were traced to ensure that the foot placement remain constant across trials. Ground reaction forces and moments were acquired by two AMTI force platforms (model OR6-5, Advance Mechanical Technology Inc, Watertown, USA). Analog signals were sampled at a frequency of 20 Hz with an A/D converter and recorded on a Pentium computer. The temperature of the force platforms was always allowed to stabilize for at least 60 minutes before any data collection in order to minimize any electronic drifts. Potentiometers of the amplifier were set manually to zero and a one second bias from each force platform channel was recorded at 20 Hz before each experimental session. The mean bias was then removed from experimental data to ensure that force platform data have zero drift after amplification. The data (in volt) collected were thereafter transformed (in N and Nm) by multiplying the data array by the full calibration matrix provided by the manufacturer which is specific for each force platform. The force platform signals were filtered with a zero lag 6<sup>th</sup> order Butterworth low pass filter at 10 Hz. The COP from each force platform was first calculated and the netCOP, which is the weighted average position of COP from each

force platform (Winter et al., 1996), was determined in both A/P and M/L directions with respect to the equation 1. The force platform data were processed using MATLAB 5.1. software (Mathworks Inc., Natick, MA).

$$netCOP = COP_l \times \frac{F_{z(l)}}{F_{z(l)} + F_{z(r)}} + COP_r \times \frac{F_{z(r)}}{F_{z(l)} + F_{z(r)}} \quad 5.1.$$

**5.4.3. Data analysis.** Several COP measures were calculated from the netCOP of each trial in both A/P and M/L directions : a) the RMS amplitudes; b) the COP range; c) the COP mean velocity; d) the mean power frequency (MPF); e) the median power frequency (MedPF). Sway area using the principal component analysis was also calculated (Oliveira, Simpson & Nadal, 1996). Each of these COP measures was calculated in the first 30 seconds, 60 seconds and 120 seconds of each quiet standing trial. The reliability of these COP variables was estimated using the intraclass correlation coefficient (ICC) described by Shrout and Fleiss (1979). Derived from the analysis of variance (ANOVA) results, the ICC(2,1) compares the within-subject variability with the between-subject variability and it considers random effects over time (equation 2).

$$ICC(2,1) = \frac{MS_B - MS_E}{MS_B + (n-1)MS_E + n(MS_R - MS_E) / k} \quad 5.2.$$

where  $MS_B$ ,  $MS_R$  and  $MS_E$  are the mean squares of the two-way analysis of variance,  $n$  is the number of subjects and  $k$  the number of trials. According to Donner

& Eliasziw (1987), seven subjects with nine trials allows for significantly ( $p < .05$ ) differentiating ICCs between .95 and .80 with 80% power.

The Spearman-Brown formula for stepped-up reliability was used to estimate the number of trials ( $k$ ) required to obtain an expected reliability and the 95% lower bound confidence interval (CI) (Bravo et Potvin, 1991). The following equation allows an estimation of the reliability coefficient of the mean ( $R_k$ ) by averaging  $k$  trials with a one measured reliability coefficient  $R$ :

$$R_k = \frac{kR}{1 + (k-1)R} \quad 5.3.$$

One can also estimate the number of trials ( $k$ ) to be averaged to obtain a target coefficient of reliability ( $R^*$ ) using the following formula:

$$k = \frac{R^*(1-R)}{R(1-R^*)} \quad 5.4.$$

Postural steadiness stabilogram measures should be used to quantify the change over the time of postural control. In order to achieve that, it is important to distinguish the true value from the noise caused by the inherent variability of the measurement. The MMDC was defined as 95% of the confidence interval of the standard error of the measurement ( $\pm 1.96S_e$ ). The standard error is defined by the equation  $S_e = S_x \sqrt{1 - ICC}$  where  $S_x$  is the standard deviation of the data.

## 5.5. RESULTS

The ICCs obtained for one measure are presented in Table 5.II for each trial duration. In general, the reliability increases with the duration of the trial. The ICCs obtained for one measure of 120 seconds are .58 (lower CI = .31) and .58 (lower CI = .30) for the RMS, .83 (lower CI = .64) and .94 (lower CI = .85) for the COP mean velocity, .52 (lower CI = .25) and .62 (lower CI = .35) for the COP range, .44 (lower CI = .18) and .30 (lower CI = .08) for the MPF, .34 (lower CI = .11) and .47 (lower CI = .21) for the MedPF in A/P and M/L direction respectively. The ICC of the COP sway area obtained for one measure is .41 (lower CI = .16).

Figures 5.1 to 5.3 illustrate, for each trial duration, the ICCs estimated by averaging  $k$  trials for the RMS, the COP mean velocity and the COP range respectively. For 120 seconds trial duration, it was found that for the RMS (Figure 5.1), seven trials must be average to obtain an ICC of .90 in both A/P and M/L directions. Similar results are showed for the COP range where eight and six trials of 120 seconds are to be averaged to have an ICC of .90 respectively in A/P and M/L (Figure 5.3). The COP mean velocity is the most reliable COP measure. Averaging two trials of 120 seconds allows an ICC of .90 whereas averaging four trials allow an ICC over .95 in both A/P and M/L directions (Figure 5.2). The MPF, MedPF and COP sway area are the less reliable COP measures. The MPF shows an ICC of .90 by averaging 12 and 21 trials of 120 seconds in A/P and M/L respectively. Averaging 10 and 12 trials gives a reliability coefficient over .90 for the MedPF (in M/L) and for the sway area respectively.

Table 5.II. Intraclass correlation coefficient (ICC) values of one trial and number of trials (k) to be average to obtain  $ICC \geq .90$  of COP variables for 30 seconds, 60 seconds, and 120 seconds trial duration

COP variables	Direction	30 sec.		60 sec.		120 sec.	
		ICC	k	ICC	k	ICC	k
			ICC $\geq$ .90		ICC $\geq$ .90		ICC $\geq$ .90
Sway-Area	-	.22	31	.47	10	.41	13
COP-range	A/P	.29	22	.38	15	.52	9
	M/L	.44	12	.57	7	.62	6
RMS	A/P	.39	14	.52	9	.58	7
	M/L	.35	16	.61	6	.58	7
COP-velocity	A/P	.73	3	.77	3	.83	2
	M/L	.87	2	.90	1	.94	1
MPF	A/P	.34	18	.09	>20	.44	11
	M/L	.35	17	.28	>20	.30	>20
MedPF	A/P	.32	20	.02	>20	.34	18
	M/L	.41	13	.24	>20	.47	10

The MMDC was calculated using the ICC and the standard deviation of the data in both A/P and M/L directions for the sway area, the COP range, the COP mean velocity and the RMS. The MMDC values presented in Table 5.3 are for 120 second trial duration with the appropriate number of trials to be averaged for a specific value of ICC.

Table 5.III. Minimal metrically detectable change (MMDC) values of COP measures for 120 seconds trial duration.

<b>COP variables</b>	<b>Direction</b>	<b>Trial<sup>1</sup></b>	<b>MMDC</b>
Sway-Area	--	1	$\pm 33.7 \text{ mm}^2$
		13	$\pm 38.5 \text{ mm}^2$
COP-range	A/P	1	$\pm 9.1 \text{ mm}$
		9	$\pm 3.6 \text{ mm}$
	M/L	1	$\pm 2.2 \text{ mm}$
		6	$\pm 2.3 \text{ mm}$
RMS	A/P	1	$\pm 1.1 \text{ mm}$
		7	$\pm 0.9 \text{ mm}$
	M/L	1	$\pm 0.6 \text{ mm}$
		7	$\pm 0.6 \text{ mm}$
COP-velocity	A/P	1	$\pm 1.7 \text{ mm/s}$
	M/L	1	$\pm 0.7 \text{ mm/s}$

<sup>1</sup> Number of trial averaged for ICC  $\geq .90$ .

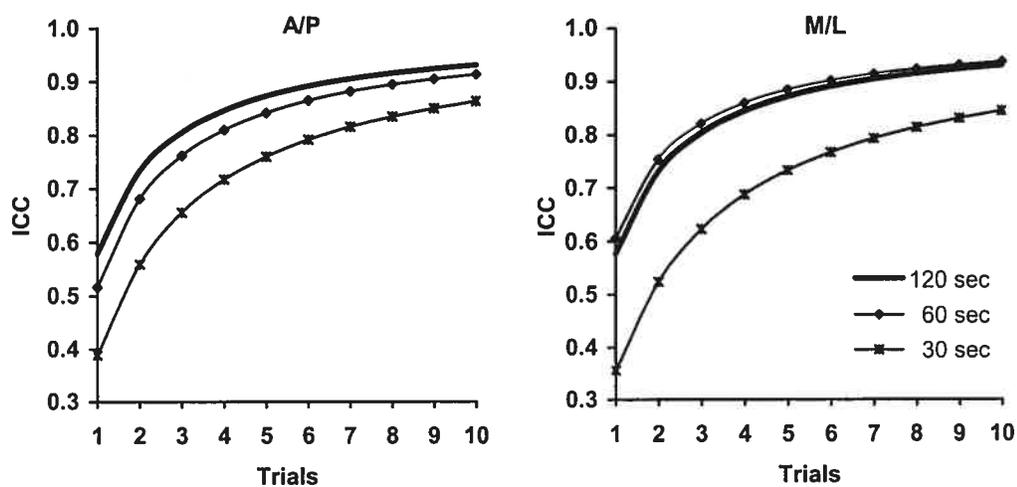


Figure 5.1. Intraclass correlation coefficient (ICC) values of the RMS of the COP in A/P and M/L.

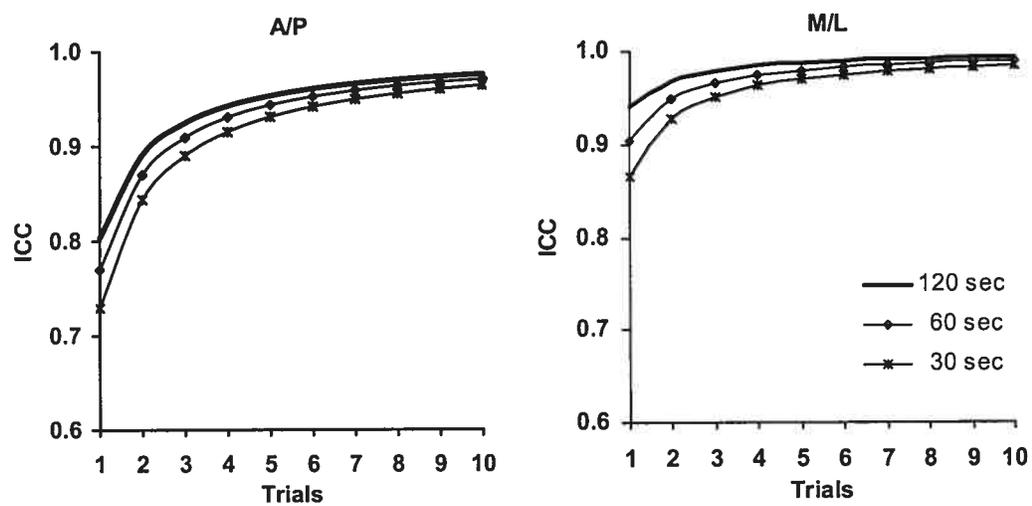


Figure 5.2. Intraclass correlation coefficient (ICC) values of the COP mean velocity in A/P and M/L.

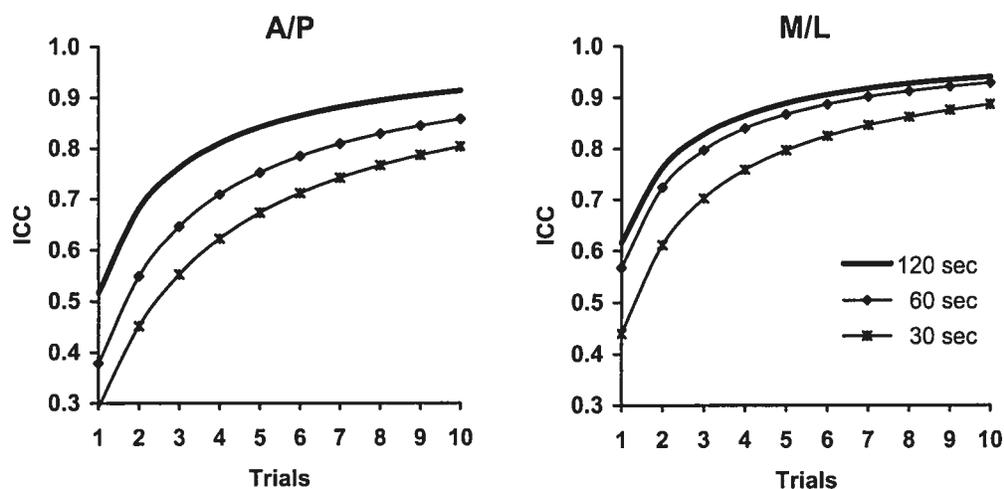


Figure 5.3. Intraclass correlation coefficient (ICC) values of the COP range in A/P and M/L.

## 5.6. DISCUSSION

The intrasession reliability of several COP variables using ICC based on an ANOVA model has been estimated. The first objective of this study was to determine the number of trials required to obtain a reliable measure of several COP variables. It was found that the COP mean velocity is the most reliable COP variable. Only two trials of two minutes must be averaged to obtain an ICC over .90 in both A/P and M/L directions. Averaging more trials does not produce an important increase in reliability because of the curve plateau (Figure 5.2). The COP range and the RMS COP displacement present a good reliability with an ICC over .80 by averaging at least four trials of two minutes (four to eight). The sway area and the

power spectral measures (MPF and MedPF) show a poor reliability where more than five trials must be average to obtain an ICC over .80 (5 to 11).

The issue of whether the reliability is acceptable has been discussed in a previous paper (Corriveau et al., 2000a). An ICC over .80 represents good reliability (Fleiss, 1986) whereas few authors suggested that an excellent reliability coefficient should be over .85 (Laurencelle, 1998; Weiner et Stewart, 1984). The lack of reliability of one single trial of COP variables in this study can be attributed to the inherent variability of the restoring equilibrium forces and not to the lack of precision of the apparatus. The resolution of the AMTI force platforms is  $.8\mu\text{v/v/N}$  and the accuracy of the COP position calculated in this study is of .2mm.

The topic of reliability of the postural steadiness outcome was addressed by only a few studies. Samson and Crowe (1996) assessed the intrasession variability of the COP path length and the COP mean velocity of ten 1-minute quiet standing trials. They recommended more than 10 trials to improve the consistency but this recommendation was based on the coefficient of variation, not on measurement error. Hufschmidt et al. (1980) also used the coefficient of variation to estimate the intra-individual variance of COP variables based on ten trials. The sway area showed a high coefficient of variation (58.9%). However, the authors proposed to increase the duration of trials to reduce the high variability of the COP measures which reduce the clinical significance of the stabilogram. Benvenuti et al. (1999) used the ICC to estimate the reliability of several postural sway measures on a retest protocol with

four hours between two sessions and found an ICC value of .74 based on two consecutive trials for the COP mean velocity. The authors concluded to a poor reliability of this measure which could be lying on the variability of subject's postural balance strategy. We obtained, with an appropriate ICC, similar results with one measure of the COP mean velocity (.80 to .84) and an excellent reliability by averaging two trials. Goldie, Bach et Evans (1989) used linear regression to investigate the retest reliability of two consecutive trials and concluded that the ground reactions forces are more reliable than the COP displacement in both A/P and M/L direction. Only one study was designed on an appropriate statistical model to determine the number of trials to be average to obtain a reliable measure of the postural steadiness (Corriveau et al., 2000a). It was concluded that a reliable measure of the COP-COM necessitates an average of four trials ( $ICC > .90$ ).

The unreliability of the postural steadiness measures decreases the power of a study to detect differences between groups because of the random measurement errors that cause an increase in the variance. Our results show a low reliability for several COP variables when measured once and may explain the results of few studies intended to measure differences between groups (young, old, healthy and impaired subjects) or to detect an effect of treatment or experimental conditions. Crilly et al. (1989) obtained no improvement of the postural steadiness measures (RMS, COP range and Romberg quotient) after a 12-week exercise program based on two trials. The RMS of COP displacement of one 40 second repetition was not different between healthy elderly subjects and diabetic peripheral neuropathy elderly

subjects among several experimental condition (Dickstein, Shupert et Horak, 2001). It was demonstrated that the COP mean velocity was the most discriminating variable to assess the age-related changes of the postural steadiness and risk of falling (Prieto et al., 1992; Era et Heikkinen, 1985; Maki, Holliday et Fernie, 1990; Niam et al., 1999). This should be explained by the high reliability of the COP mean velocity found in this study and the poor reliability estimated for other COP variables also used to assess the age-related changes of the postural steadiness. It may also explain why several studies obtained no intervention effects or difference between healthy subjects and patients using other COP variables (Hufschmid et al., 1980; Crilly et al., 1989; Niam et al., 1999). However, the effect of an exercise program was not significant using COP velocity and sway area based on only one trial (Lichtenstein et al., 1989a). Another study obtained no improvement of exercise group compared to controls by averaging two to four trials of 10 seconds (Lichtenstein et al., 1989b). These authors did not address the reliability of the COP measures of postural steadiness to explain their results. The present study show an increase of reliability of COP measure by increasing the trial duration.

We assessed the reliability of COP measures using three different trial durations. In general, the reliability increases with the duration of the trial. Recently, it was suggested that the COP should be recorded for at least 60 seconds to increase the stationarity of the COP measures (Carpenter et al., 2001a; Carrol et Freedman, 1993). However, the topic of the stationary cannot be addressed only on a time interval definition because of the long range correlation of the COP (Duarte et

Zatsiorsky, 2001). It is obvious that the duration of the trial in quiet standing is limited because of fatigue issue, particularly for pathologic elderly patients. Trial duration of 120 seconds is a good compromise for the stationarity and the reliability of the COP measures. It also permits a good precision of the fundamental frequency when spectral analysis of the COP is preferred.

This study established the MMDC of several COP measures. These values represent the lower bound of the clinically significant amount of difference that can be considered during a follow up evaluation in clinical setting.

## CHAPITRE VI.

### **Article IV : Analyse par patrons de déplacement du COP en posture debout quasi-statique chez les aînés en bonne santé et atteint d'affections neurologiques.**

---

#### 6.1. Situation de l'article dans la thèse.

L'analyse des variables biomécaniques qui découlent des statistiques sommaires ou du contenu fréquentiel ont comme prémisse commune que le COP est un processus stochastique et randomisé. Ces variables sont peu spécifiques ou discriminatoires quant à l'identification des déficiences liées au contrôle postural. Par exemple, les personnes atteintes de Parkinson, reconnues pour avoir un mauvais contrôle moteur, démontrent une surface d'oscillation posturale restreinte (Panzer et Hallet, 1995). Certaines personnes âgées démontrent une vitesse moyenne du COP élevée sans nécessairement que celui s'approche d'une zone de stabilité critique à la limite de la base de support (Maki, Holliday et Fernie, 1990). Nous pouvons émettre l'hypothèse que les patrons de migration du COP développés par Duarte et Zatsiorsky (1999, 2000) peuvent témoigner de diverses stratégies ou déficits du SNC liés au contrôle de l'équilibre en posture quasi-statique. Aucune étude n'a été conduite jusqu'à maintenant pour évaluer la spécificité des patrons de migration chez différentes populations ayant des caractéristiques sensori-motrices bien spécifiques (e.g. neuropathies périphériques, accidents cérébro-vasculaires, atteintes vestibulaires, troubles de la vision, vieillissement, etc).

## CHAPITRE VI.

### **Article IV : Analyse par patrons de déplacement du COP en posture debout quasi-statique chez les aînés en bonne santé et atteint d'affections neurologiques.**

---

#### **6.1. Situation de l'article dans la thèse.**

L'analyse des variables biomécaniques qui découlent des statistiques sommaires ou du contenu fréquentiel ont comme prémisse commune que le COP est un processus stochastique et randomisé. Ces variables sont peu spécifiques ou discriminatoires quant à l'identification des déficiences liées au contrôle postural. Par exemple, les personnes atteintes de Parkinson, reconnues pour avoir un mauvais contrôle moteur, démontrent une surface d'oscillation posturale restreinte (Panzer et Hallet, 1995). Certaines personnes âgées démontrent une vitesse moyenne du COP élevée sans nécessairement que celui s'approche d'une zone de stabilité critique à la limite de la base de support (Maki, Holliday et Fernie, 1990). Nous pouvons émettre l'hypothèse que les patrons de migration du COP développés par Duarte et Zatsiorsky (1999, 2000) peuvent témoigner de diverses stratégies ou déficits du SNC liés au contrôle de l'équilibre en posture quasi-statique. Aucune étude n'a été conduite jusqu'à maintenant pour évaluer la spécificité des patrons de migration chez différentes populations ayant des caractéristiques sensori-motrices bien spécifiques (e.g. neuropathies périphériques, accidents cérébro-vasculaires, atteintes vestibulaires, troubles de la vision, vieillissement, etc).

**PATTERNS ANALYSIS OF THE CENTER OF PRESSURE  
DISPLACEMENT DURING QUIET STANDING IN HEALTHY ELDERLY  
AND NEUROLOGICALLY IMPAIRED SUBJECTS**

Danik Lafond, M.Sc.<sup>1,2</sup>, Marcos Duarte, Ph.D.<sup>3</sup>, Hélène Corriveau, Ph.D.<sup>4</sup>  
François Prince, Ph.D.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Kinesiology, Department of Surgery Université de Montréal, Canada,

<sup>2</sup>Movement Laboratory, Research centre of Marie-Enfant Readaptation Center,  
Montreal, Canada,

<sup>3</sup>Biophysics Laboratory, Escola de Educacao Fisica e Esporte, University of Sao  
Paulo, Brazil,

<sup>4</sup>Ageing Research Center of Sherbrooke, Sherbrooke Geriatric University Institute,  
Canada.

**Acknowledgements.** Scholarships from the Fonds pour chercheur et aide à la recherche (FCAR) and Fond de recherche en santé du Québec (FRSQ) awarded to DL and FP respectively. Supported (FP) by the Natural Science Research Council of Canada and Canadian Institute of Health Research (227745-00). Dr. Duarte is thankful to FAPESP/Brazil for his grant 00/03624-5.

**Soumis :** *Clinical Biomechanics*, 25 ao t 2002.

## 6.2. ABSTRACT

*Objective.* To identify and compare patterns of COP displacement in a sample of healthy elderly and neurological impaired elderly patients (STROKE and peripheral diabetic neuropathy).

*Design.* Cross-sectional study.

*Background.* Common measurements of postural steadiness are based on the assumption that the COP displacement is a stochastic and unpatterned process. The present study is based on the opposite idea in which specific patterns of COP displacement are identified and quantified.

*Methods.* Patterns of COP migration were defined as: (a) shifting; (b) drifting; (c) fidgeting, and (d) peak-to-peak patterns. Four successive 120 seconds trials of quiet standing were analysed using computer automatic recognition algorithms.

*Results.* Elderly patients with neurological impairments show significant differences in COP migration patterns amplitude compared to healthy elderly patients. The peripheral diabetic neuropathy and STROKE subjects obtain average amplitude of the drifting in A/P and peak-to-peak pattern in M/L higher than healthy elderly subjects.

*Conclusion.* It is proposed that the drifting patterns are related to the sensitivity of the postural control system in quiet standing. It is hypothesized that the 'conservative' and 'operative' level of the postural control system may be in relation to these COP migration patterns. The patterns of COP migration can also be more sensitive to the intervention than the summary variables.

*Relevance.* This study propose an original analysis of postural steadiness that will contribute to a better understanding of postural deficit in neurologically impaired patients and a better estimation of intervention effects.

### 6.3. INTRODUCTION

Evaluation of the postural steadiness in elderly is generally performed by asking subject to stay as still as possible on a single force platform. Many variables have been developed from the force platform signals to quantify the postural control (Prieto, Myklebust et Myklebust, 1993). Among them, the center of pressure (COP) is the most common one and is defined as the point of application of the resultant ground reaction force under the feet. The COP is the outcome of the inertial forces of the body and the restoring equilibrium forces of the postural control system. The literature indicates that COP measures are used to evaluate the age-related changes, the effects of sensory input privation or manipulation and the effects of pathology on postural control (Błaszczyk et al., 2000; Carpenter et al., 2001b; Corriveau et al., 2001; Hunter et Hoffman, 2001; Morris et al., 2000; Nardone et al., 2000; Rougier, 1999; Tanaka, 2001; Teasdale et Simoneau, 2001; Vuillerme et al., 2001; Yamamoto et al., 2001).

The COP displacement can be characterized as one-dimensional and two-dimensional measures. The one-dimensional COP measures are generally analysed separately in anteroposterior direction and in mediolateral direction. These measures include, but are not limited to : 1) the root-mean-square error, 2) the COP range, 3)

mean COP position, 4) the mean or median power frequency and 5) fractal dimensions. The two-dimensional measures of the COP are, among others: 1) the sway area, 2) the mean COP velocity and 3) the COP path length. All these measures are based on the assumption that the COP displacement is a stochastic, random process. It means that these measures quantify the global change in the time domain or in the frequency domain of the COP during a quiet standing trial. It also means that COP displacement is viewed as an unpatterned process.

Recently, an original method was proposed to analyse the COP displacement during prolonged unconstrained standing (Duarte et Zatsiorsky, 1999; Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000). These authors concluded that the COP time series during prolonged unconstrained standing (PUS) are characterized by specific patterns which can be automatically detected by computer algorithms. These patterns have been identified as 'shifting', 'drifting' and 'fidgeting' of the COP displacement. The experimental conditions of the PUS are aimed to reflect the human natural standing and are very different of those during quiet standing protocol. In PUS, the subjects were instructed to stay on a force platform but were allowed to move freely during the trials. In quiet standing, the subjects were generally instructed to stay as still as possible on the force platform, are not allowed to move voluntarily, and usually look at a target fixed at eyes level in front of them. Another important difference in the experimental design is the time duration of the data acquisition. During PUS the trials lasted for a period of 30 minutes (Duarte et Zatsiorsky, 1999; Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000) whereas typically in quiet standing studies, the trial duration vary

from 10 to 90 seconds (see Prieto, Myklebust et Myklebust, 1993 for review). Recently, it was suggested that the COP should be recorded for at least 60 seconds to increase the stationary of the COP measures (Carpenter et al., 2001a). However, the topic of the stationary cannot be addressed only on a time interval definition because of the long range correlation of the COP (Duarte et Zatsiorsky, 2001). The reliability of the COP-COM variable in quiet standing has been determined with 120 seconds trials duration in healthy elderly subjects (Corriveau et al., 2000a-b; Corriveau et al., 2001). However, it is obvious that the duration of the trial in quiet standing is limited for fatigue issue, particularly for pathologic elderly patients.

So far, no reported research has attempted to use the pattern analysis during quiet standing experiment. The present study is based on the idea that the COP displacement is patterned during quiet standing. The first hypothesis is that all patterns of COP displacement are present in the quiet standing. Patterns of COP displacement will be identified by automatic recognition of computer algorithms in a sample of healthy elderly and neurological impaired elderly patients. It is also hypothesized that COP patterns analysis is sensitive to postural control deficits in elderly patients during quiet standing which will be demonstrated by significant between-group difference in the frequency and the amplitude of each COP patterns.

## 6.4. METHODS

### 6.4.1. Terminology, model and algorithms.

Three types of patterns were originally described in details in a previous study and will be summarized here (Duarte et Zatsiorsky, 1999). Computer algorithms based on moving windows analysis was developed to recognize these patterns. These computer algorithms were adapted for the purpose of this study. Furthermore, a new COP pattern is presented in this study.

*Shifting pattern.* The shifting pattern is described as a fast displacement of the COP from an average COP position to another. It can be viewed also as a fast transition between two regions of oscillation. The Figure 6.1 presents a shifting pattern during quiet standing. During a given period of time, the COP oscillates around a mean position ( $W_1$ ) followed by a fast displacement occurring in a short period of time ( $W_{shift}$ ) defining a new region of oscillation. Further the COP oscillates along this new average position ( $W_2$ ). A shifting pattern will be identified if the COP displacement respects this following equation:

$$\left| \frac{\bar{x}_{w1} - \bar{x}_{w2}}{\sqrt{SD_{w1}^2 - SD_{w2}^2}} \right| \geq f_{shift} \quad 6.1.$$

where  $\bar{X}_{W1}$  and  $\bar{X}_{W2}$  are the mean position of the COP oscillation during the moving windows,  $SD_{W1}$  and  $SD_{W2}$  are the standard deviation of the COP displacement in respective window and  $f_{shift}$  is the amplitude threshold of shift expressed in standard deviation unit of the windows.

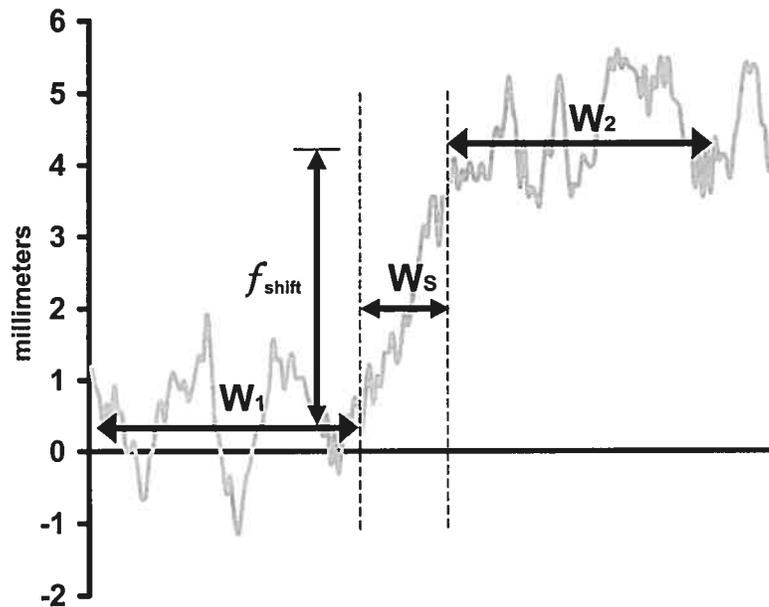


Figure 6.1. Shift pattern and algorithm criteria. Nine seconds COP data of an STROKE elderly subject (Pn008).

*Drifting pattern.* The drifting pattern is a slow change in the average COP position during a relative long period of time occurring between two shift patterns. It can be a linear or a nonlinear trend of the COP displacement (Figure 6.2). The recognition of a drifting pattern of the COP displacement respects this following equation:

$$\left| \frac{x_{\max} - x_{\min}}{SD_w} \right| \geq f_{drift} \quad 6.2.$$

where  $x_{\max}$  and  $x_{\min}$  are the maxima and the minima of the fitting data array in the moving window,  $SD_w$  is the standard deviation of the COP data in the window and  $f_{drift}$  is the amplitude threshold of drift in standard deviation unit of the window.

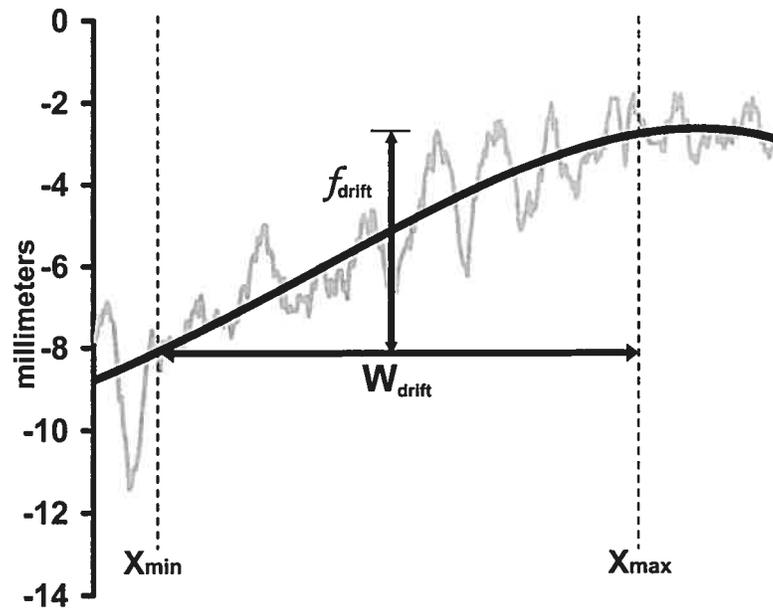


Figure 6.2. Drift pattern and algorithm criteria. Fifteen seconds COP data of an STROKE elderly subject (Pn008).

*Fidgeting pattern.* The fidgeting pattern is a fast and large displacement of the COP and returning around the initial position. The Figure 6.3 illustrates a fidgeting pattern during quiet standing. A fidgeting pattern will be identified if the COP displacement respects this following equation:

$$\left| \frac{x_F - \bar{x}_W}{SD_W} \right| \geq f_{fidget} \quad 6.3.$$

where  $x_F$  is the height of the fidget,  $\bar{x}_W$  is the mean position of the COP data within the window,  $SD_W$  is the variability of the COP data in the window and  $f_{fidget}$  is the amplitude threshold of the fidget.

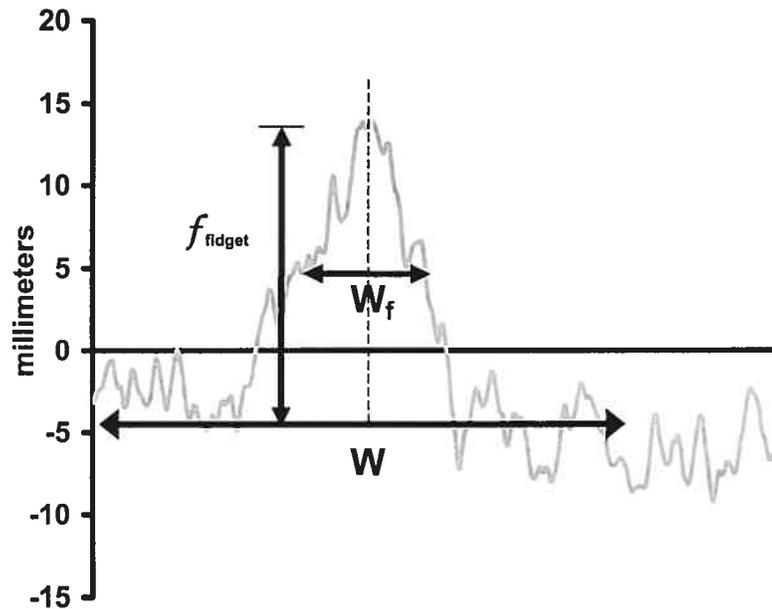


Figure 6.3. Fidget pattern and algorithm criteria. Fifteen seconds COP data of a PDN elderly subject (Pp003).

*Peak-to-peak pattern of the COP displacement.* This study presents a new pattern of the COP. A good postural control has been viewed as a little variation of the COP displacement in both anteroposterior direction (A/P) and mediolateral (M/L) directions and is often expressed in RMS error. The oscillation of the COP around the mean COP position should be minimal in presence of a good postural control. The Figure 6.4a presents a ten seconds COP displacement record M/L for a healthy young patient. The displacement of the COP is very small around the mean position. The Figure 6.4b shows the COP displacement of 10 seconds in M/L of a diabetic peripheral neuropathy patient. The oscillation of the COP around the mean is very important during a portion of the graph followed by COP displacement similar to the healthy subject. The first portion of the graph is characterized by the high amplitude

of peaks and valleys. A sequence of successive high amplitude of peaks and valleys is named ‘peak-to-peak pattern’. A peak-to-peak pattern is classified as such when there are at least  $N$  successive oscillations satisfying the following equation:

$$|X_i - X_{i+1}| / SD_w \geq f_{P2P} \quad 6.4.$$

where  $f_{P2P}$  is a threshold factor specified as an integer times the standard deviation of the entire data, in similar way to the thresholds for the other patterns.

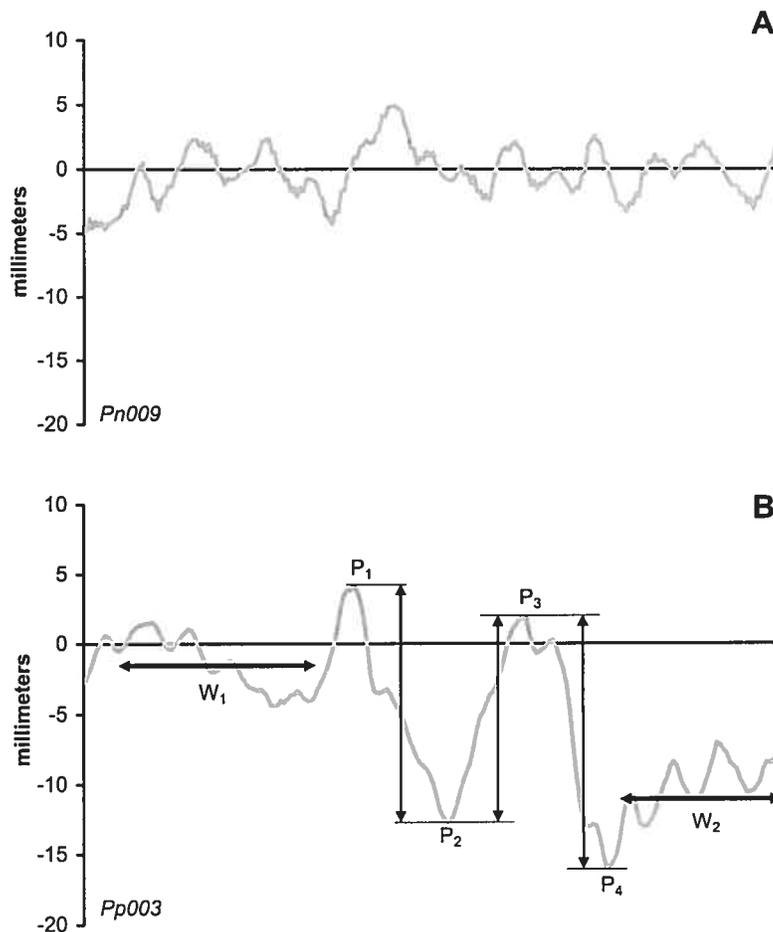


Figure 6.4. Characterization of the ‘peak-to-peak’ patterns (10 seconds of COP displacement in M/L of a young healthy adult (A) and a DPN subject (B).

#### 6.4.2. Experimental protocol

A total of forty-eight elderly subjects participated in this study. The recruitment procedures are detailed in previous studies and will be resumed here (Corriveau et al., 2000a, 2001). Twenty-one healthy elderly subjects were recruited using the following eligibility criteria: be aged at least of 60 years, living independently in the community and having no neurological or musculoskeletal impairments. Additionally, none of these healthy elderly subjects was currently taking medication known to affect the postural control adversely. Subjects were excluded if they reported visual or somatosensory impairments or reported at least one fall during the past year. They also have no medical conditions (cardiac, respiratory or other) that would interfere with the testing protocol. Thirteen subjects with hemiplegia or paresis after a stroke were also recruited (STROKE). Their neurological condition was stable and they were able to maintain independent self supported stance for at least 120 seconds. Fourteen peripheral diabetic neuropathy patients (PDN) were also evaluated in this study and were classified with the polyneuropathy severity index (Valk et al., 1992). The characteristics of the groups are summarized in Table 6.I. All subjects were living in the community and could walk independently. They provided informed consent prior to testing according to the ethic committee of the Research Center and the Université de Sherbrooke.

Subjects were instructed to stand in an upright posture on two adjacent force platforms. Data acquisition was made in a double leg stance with feet at pelvis width. Subjects were instructed to look straight ahead with their head erect and their

arms hanging at their sides in a comfortable position. Four successive trials with eyes open lasting 120 seconds with a resting period of approximately 5 minutes were done. Ground reaction forces and moments were acquired by two AMTI force platforms (model OR6-5, Advance Mechanical Technology Inc, Watertown, USA). Analog signals from both devices were sampled at a frequency of 20 Hz with an A/D converter and recorded on a Pentium computer.

Table 6.I. Groups characteristics

<b>Groups</b>	<b>N</b>	<b>Age</b>	<b>Comments</b>
<b>HEALTHY</b>	21	72.3 (5.8)	No known neuromuscular disorders
<b>Stroke</b>	14	73.3 (6.5)	Laterality of paresis left side (6); right side (8)
<b>PDN</b>	13	69.1 (5.1)	Valk' severity index 12.7 (6.3) range 7.0 - 29.0
			Mean(standard deviation)

Force platforms were always allowed to temperature stabilizes for at least 45 minutes before any data collection in order to minimize any electronic drifts. Potentiometers of the amplifier were set manually to zero and a one second bias from each force platform channel was recorded at 20 Hz before each experimental session. The mean bias was then removed from experimental data to ensure that force platform data have zero drift after amplification. The data (in Volt) collected were thereafter transformed (in N and N·m) by multiplying the data array by the full calibration matrix provided by the manufacturer which is specific for each force

platform. The force platforms signals were filtered with a zero lag 6<sup>th</sup> order Butterworth low pass filter at 10 Hz. The COP from each force platform was first calculated (equation 6.5). The netCOP, which is the weighted average position of COP from each force platform, was determined in both directions in respect to the equation 6 (Winter et al., 1996).

$$COP_x = \frac{-M_y + F_x \times Z_0}{F_z} + X_0$$

$$COP_y = \frac{M_x + F_y \times Z_0}{F_z} + Y_0 \quad 6.5.$$

$$netCOP = COP_l \times \frac{F_{z(l)}}{F_{z(l)} + F_{z(r)}} + COP_r \times \frac{F_{z(r)}}{F_{z(l)} + F_{z(r)}} \quad (6)$$

The netCOP time series were analysed with a special MATLAB 5.1 (Mathworks Inc., Natick, MA) code written for COP patterns recognition.

#### 6.4.3. Criteria dependence of COP patterns in quiet standing

The automatic recognition of the aforementioned patterns is related to several criteria or thresholds that characterized each of them. The selection of these thresholds is obviously not without subjectivity. Careful examinations of the COP displacement were performed using an homebase graphical interface in the MATLAB software (POSTTOOL) and several thresholds were experimented for patterns recognition. This was done for determining a range of threshold values adapted for quiet standing experiments. Thereafter, the threshold effects on the patterns

recognition was conducted on a series of analysis on COPnet time series of 10 STROKE elderly patients. In this sensitivity analysis, the characteristics of the thresholds were modified in a systematic manner in the range defined previously with the graphical interface. The same netCOP time series from the same patients were used during all the procedures. Figure 6.5 illustrates the results.

*Criteria dependence of shifting pattern:* The recognition of the shift patterns depends mainly on three parameters: 1) the windows width ( $W_1$  and  $W_2$ ) in seconds; 2) the shifting window ( $W_{\text{shift}}$ ) in seconds and 3) the amplitude threshold of the shift ( $f_{\text{shift}}$ ) in unit of the mean standard deviation of the COP in  $W_1$  and  $W_2$ . Systematic changes in the shift parameters were set at 3, 5 and 7 seconds for the width of  $W_1$  and  $W_2$  (same value for both windows), 1, 2 and 3 seconds for  $W_{\text{shift}}$  and  $\pm 2$ ,  $\pm 3$  and  $\pm 4$  SD for the shift threshold amplitude ( $f_{\text{shift}}$ ). The Figure 6.5a shows that there is a decrease in the number of shifts when  $f_{\text{shift}}$  increases. However, the width of  $W_1$  and  $W_2$  influence the number of shift identified whereas  $W_s$  has a minor effect. Because the shifting is considered a fast displacement of the COP and the amount of variability in COP signal in quiet standing,  $W_1$  and  $W_2$  was set at 5 seconds,  $W_{\text{shift}}$  at 2 seconds and  $f_{\text{shift}}$  at  $\pm 3$  SD during the experiment.

*Criteria dependence of drifting pattern:* The drift pattern recognition depends on: 1) the width of the window ( $W_{\text{drift}}$ ) in seconds; 2) the variation of the data around the filtered curve expressed in unit of coefficient of variation (CV) and 3) the

amplitude threshold of the drift ( $f_{drift}$ ) in unit of standard deviation of the COP in  $W_{drift}$ . Systematic changes in the drift parameters were set at 6, 8 and 10 seconds for the width of  $W_{drift}$ , 2, 3 and 4 unit of CV and  $\pm 1$ ,  $\pm 2$  and  $\pm 3$  SD for the drift threshold amplitude ( $f_{drift}$ ). The Figure 6.5b illustrates the results. It is shown that the systematic variations of the CV do not affect the number of drifting. However, the amplitude threshold  $f_{drift}$  influences the number of shift identified as well as  $W_{drift}$  but with less effects. Because the drifting is considered as a slow displacement of the COP without a large amplitude compared to a shift, the selected parameters for the experiment was 10 second for  $W_{drift}$  and  $\pm 2$  SD for the amplitude threshold of the drift with a CV of 2 units.

*Criteria dependence of fidgeting pattern:* The fidget pattern recognition depends on: 1) the width of the window ( $W$ ) in seconds; 2) the maximal width of the fidget ( $W_f$ ) in seconds and 3) the amplitude threshold of the fidget ( $f_{fidget}$ ) in unit of standard deviation. Systematic changes in the fidget parameters were set at 4, 6 and 8 seconds for the width of  $W$ , 2, 3 and 4 seconds for the fidget width ( $W_f$ ) and  $\pm 2$ ,  $\pm 3$  and  $\pm 4$  SD for the fidget threshold amplitude ( $f_{fidget}$ ). The Figure 6.5c illustrates the results. The systematic variations of window length ( $W$ ) as well as the fidget width ( $W_f$ ) do not affect the number of fidget identified. However, the amplitude threshold  $f_{fidget}$  produces important variation in the number of fidget patterns. Considering that a fidget is a large displacement of the COP occurring in a short period of time, the

selected parameters for the experiment was 6 second for  $W$ , 3 seconds for  $W_f$  and  $\pm 3$  SD for the amplitude threshold of the fidget.

*Criteria dependence of peak-to-peak pattern:* The peak-to-peak pattern recognition depends on: 1) the minimal number of peaks and valleys ( $N$ ); 2) the maximal width of the transitions ( $W_{P2P}$ ) in seconds and 3) the amplitude threshold of the peak-to-peak ( $f_{P2P}$ ) in unit of standard deviation. Systematic changes in the peak-to-peak parameters were set at 5, 6 and 7 for the number of peaks ( $N$ ), 1, 2 and 3 seconds for the transition width ( $W_{P2P}$ ) and  $\pm 1$ ,  $\pm 1.5$  and  $\pm 2$  SD for the peak-to-peak threshold amplitude ( $f_{P2P}$ ). The Figure 6.5d illustrates the results. The systematic variations of the transition width ( $W_f$ ) do not affect very much the number of peak-to-peak identified. However, the minimal number of transitions ( $N-1$ ) as well as the amplitude threshold  $f_{P2P}$  produces variation in the number of peak-to-peak patterns. Considering that a peak-to-peak pattern is several large and fast successive displacements of the COP, the selected parameters for the experiment were 5 for the minimal number of successive peaks and valleys, 2 seconds for  $W_{P2P}$  and  $\pm 1.5$  SD for the amplitude threshold of the peak-to-peak pattern.

When the default values of each pattern were selected, the main analysis was performed. A one-way ANOVA was performed with a significance level of 0.05.

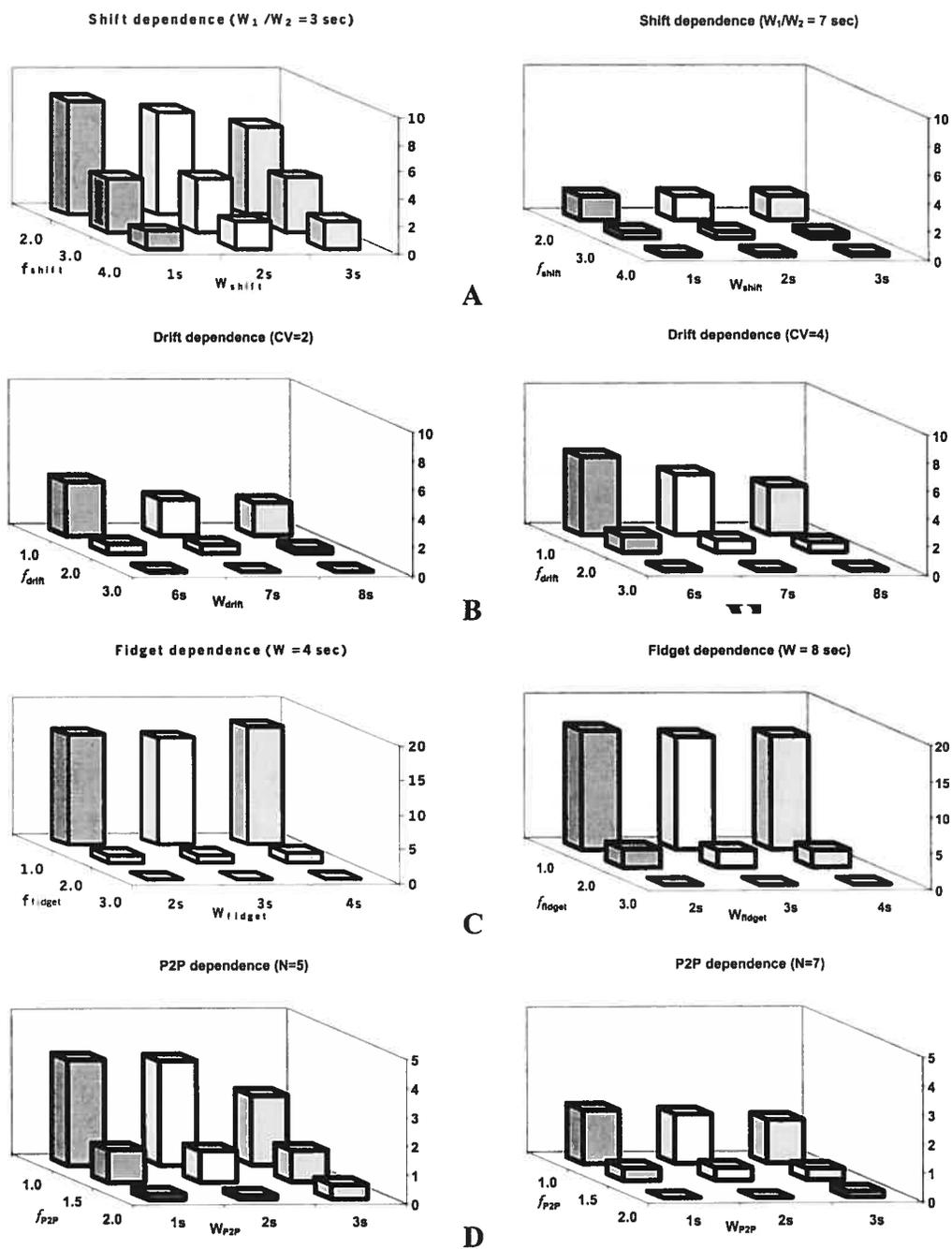


Figure 6.5. Criteria dependence of the COP patterns in quiet standing in A/P direction. The parameters of each pattern were modified in a systematic manner (see text for details). (A) shift dependence; (B) drift dependence; (C) fidgeting dependence; (D) P2P dependence.

## 6.5. RESULTS

The main analysis was performed on the amplitude and the frequency of the patterns. The computer algorithms recognized all patterns in all patients excepted for the fidgeting patterns, where no fidgets were recognized for half of the patients (24/48). Along the four quiet standing trials, the average frequency recognition of each pattern is not statistically different among groups in both A/P and M/L directions (Figure 6.6).

Table 6.II. Average frequency and amplitude of COP patterns recognized by computer algorithms.

	Stroke		Healthy		PDN	
	A/P	M/L	A/P	M/L	A/P	M/L
<b>Shift (/120 sec)</b>	1.2 (1.3)	0.8 (0.9)	0.8 (0.8)	0.8 (1.1)	1.1 (0.8)	0.9 (0.8)
<b>Mean amplitude (mm)</b>	4.1 (3.1)	2.5 (2.9)	2.4 (2.2)	1.2 (1.2)	4.6 (3.9)	1.8 (1.3)
<b>Drifting (/120 sec)</b>	2.1 (0.7)	1.8 (0.6)	1.7 (0.6)	1.7 (0.6)	2.0 (0.9)	1.9 (0.7)
<b>Mean amplitude (mm)</b>	8.2 (2.8)	5.9 (3.8)	5.3 (2.0)	3.6 (1.2)	9.6 (3.0)	5.1 (2.8)
<b>Fidgeting (/120 sec)</b>	0.2 (0.2)	0.3 (0.3)	0.2 (0.3)	0.2 (0.2)	0.2 (0.4)	0.2 (0.2)
<b>Mean amplitude (mm)</b>	1.0 (1.2)	1.4 (1.4)	0.7 (0.9)	0.6 (0.8)	2.2 (2.4)	0.9 (1.0)
<b>Peak-to-peak (/120 sec)</b>	1.1 (1.5)	2.0 (1.0)	1.7 (1.6)	1.9 (1.5)	0.9 (0.9)	1.3 (0.8)
<b>Mean amplitude (mm)</b>	6.9 (6.4)	5.9 (5.4)	5.0 (3.0)	2.6 (1.6)	6.3 (4.1)	5.2 (4.6)

Mean(standard deviation)

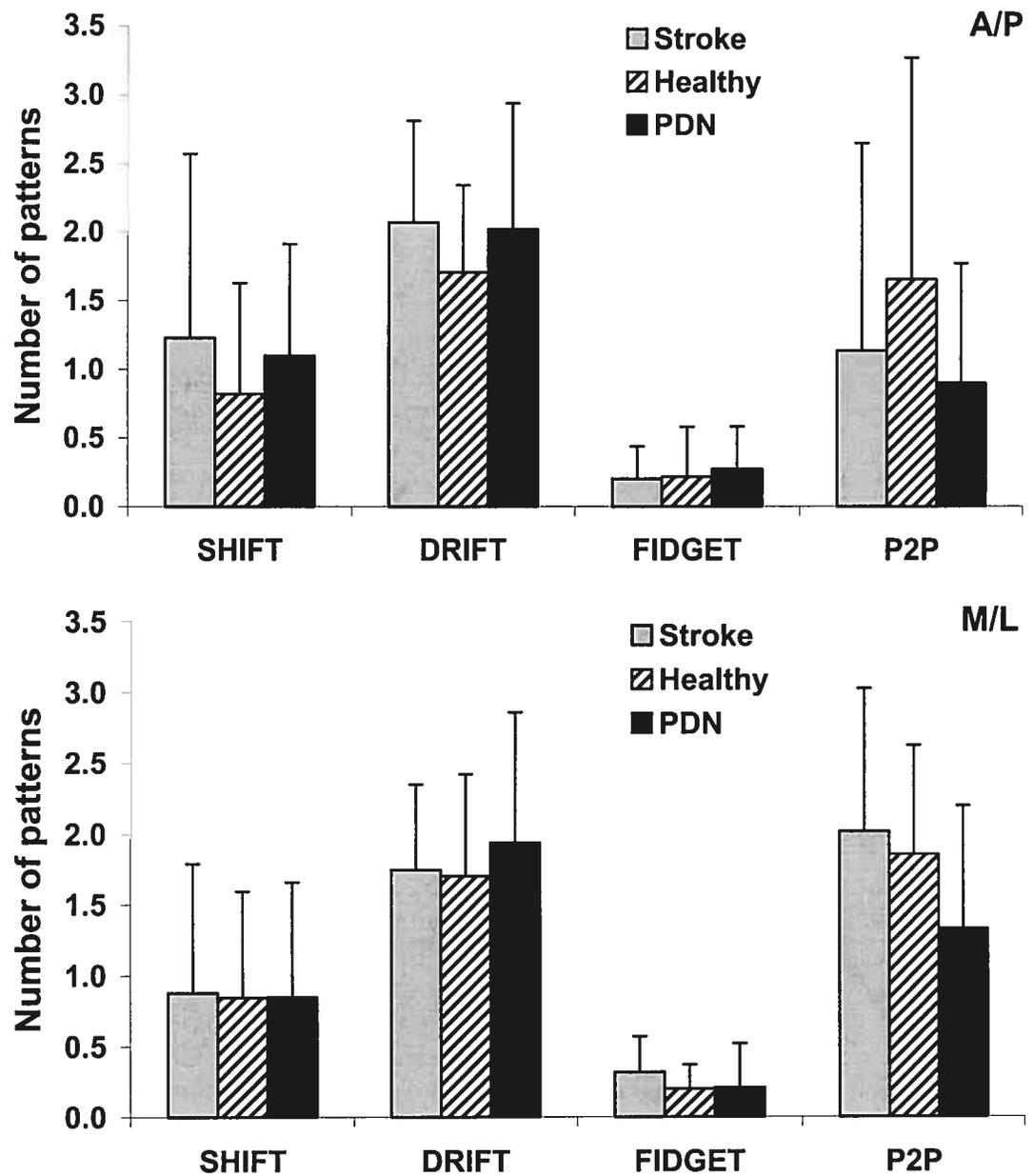


Figure 6.6. Average frequency of patterns recognized by computer algorithms in A/P and M/L.

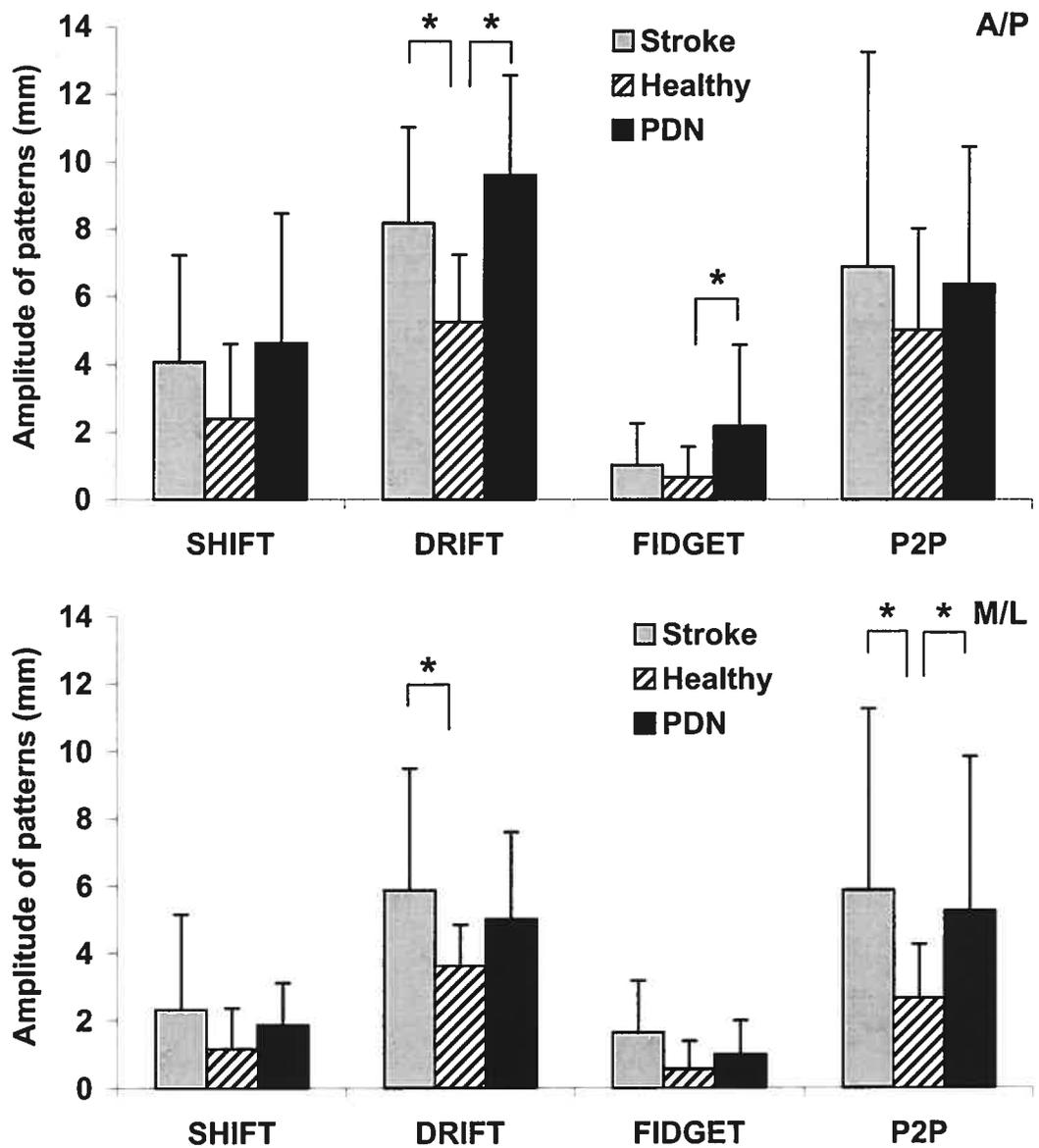


Figure 6.7. Average amplitude of patterns recognized by computer algorithms in A/P and M/L.

The analysis of amplitude shows several significant differences for the drift, fidget and peak-to-peak patterns (Table 6.2). There is no statistical difference between group means for the shifting pattern in A/P ( $p=.085$ ) and M/L ( $p=.128$ ). The results show a significant difference in amplitude between healthy elderly and both STROKE and PDN patients for the drifting patterns ( $p<.01$ ) in A/P (Figure 6.7a). There is also a significant difference in the drift amplitude in M/L between healthy and STROKE patients ( $p<.02$ ). The PDN group presented a higher amplitude of the fidgeting pattern compared to the healthy elderly group ( $p<.01$ ). As presented in Figure 6.7b, there is a significant difference in amplitude between healthy elderly and both STROKE and PDN patients for the peak-to-peak patterns in M/L ( $p<.04$ ).

## 6.6. DISCUSSION

This study was based on the assumption that the COP displacement is characterized by specific patterns. We developed computer algorithms for COP patterns recognition in healthy elderly subjects and elderly patients with neurological impairments. To the authors' knowledge, only two previous studies assessed the COP displacement using patterns analysis (Duarte et Zatsiorsky, 1999; Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000). These studies were performed under PUS experimental conditions which are very different of quiet standing protocol as discussed previously. The patterns recognition of the COP time history was classified by computer algorithm based on threshold setting. Visual and algorithm recognition of

the COP displacement was performed first using the POSTOOL graphical user interface. This helped to define the range of thresholds used for the sensitivity analysis. The sensitivity analysis, performed before the main analysis, permitted to determine systematic effects of each parameter and to set the thresholds definition of the four patterns. Basically, higher thresholds limit the recognition of COP migration patterns whereas lower thresholds tend to increase dramatically the sensitivity of the technique. In the main study, the thresholds were set to obtain a sufficient sensitivity of the technique in respect to the definition of the patterns.

The first important finding of this study was the presence of all four COP displacement patterns during quiet standing. Such patterns like shifts, drifts and peak-to-peaks were recognized in all subjects. However, the fidgeting does not show a high incidence of recognition where about half of the subjects present fidget patterns. In opposition, fidgeting was the most frequent patterns during PUS experiment (Duarte et Zatsiorsky, 1999). It was proposed that during PUS, fidgeting contributes to alleviate acute pressure in the sole of the feet (Duarte et Zatsiorsky, 1999). Fidgeting was not related to the nutrition of the cartilage by redistributing the joint pressure in loading experiment conditions (Duarte, Harvey et Zatsiorsky). During quiet standing, the duration of the trial is maybe not long enough to imply a sufficient amount of pressure requiring a motor response to the discomfort. By definition, the fidget pattern is a large and fast displacement of the COP and returning around the original position. This pattern does not influence the mean position of the

COP and has not been previously related to a strategy of the central nervous system (Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000).

Another interesting finding of this study is the difference in the amplitude of the patterns between healthy elderly, PDN and STROKE subjects obtained for drift, fidget and peak-to-peak patterns. Note that the shifting patterns show a difference between groups very close to the  $p$  value. Shifting and drifting may represent different strategies of the CNS to produce permanent changes on the COP average position. The shift pattern can be considered as an effective and spontaneous correction of the CNS. However, the drift pattern is by definition a slow change of COP average position along a relatively long period of time. Drifting is perhaps an indication of the sensitivity of the CNS to a slow change in the average position of the COP. In A/P direction, both PDN and STROKE subjects obtain average amplitudes of drifting greater than the healthy subjects. The mean amplitude of drift patterns was 5.3mm for the healthy subjects, 8.2mm for STROKE and 9.6mm for PDN. These results could be an indicative value for the sensitivity of the postural control system of these subjects. The drift pattern as defined here may be related to the rambling and trembling of the COP displacement (Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000; Zatsiorsky et Duarte, 1999). During drifting, the COP oscillate around a moving reference point which support the hypothesis of an hierarchical level of the postural control system into a 'conservative' and a 'operative' level (Lestienne et Gurfinkel, 1988; Gurfinkel et al., 1995). The reference moving point is allowed to go

farther in neurological impaired subjects and it can be related to a deficit of the 'conservative' level of the CSN.

This study proposes a new COP pattern displacement. The peak-to-peak pattern was defined as fast and successive transitions of the COP, which is quite different of the fidgeting. The peak-to-peak pattern is related to postural instability. The results show that in M/L direction, the neurological impaired subjects obtain higher amplitude in average of 5.9mm and 5.2mm for STROKE and PDN subjects respectively compared to 2.6mm for healthy subjects. This pattern can be associated with a deficit of the 'operative' level of the postural control system in sense that during a relatively short period of time, the amplitude of the oscillation of the COP is large around the mean position. More studies are needed to confirm this hypothesis of 'conservative' and 'operative' level of the postural control system in relation to these patterns of COP.

The patterns of COP migration can be more sensitive to the intervention than the summary variables. Since these patterns are recognized in a specific portion of the COP time history, it may be more related to deficits of the postural control system and then more sensitive to intervention effects. Several studies showed no difference between healthy elderly subjects and patients or no intervention effect using COP summary measures (Crilly et al., 1989; Hufschmidt et al., 1980; Niam et al., 1999; Lichtenstein et al., 1989a-b). More investigations have to be performed to assess the effect of exercise program or somatosensory therapy on COP migration patterns.

## **CHAPITRE VII**

### **DISCUSSION**

---

Les études réalisées dans le cadre de ce projet de recherche apportent une contribution quant à la valeur d'information d'une plate-forme de force dans l'évaluation de l'équilibre en laboratoire. Cette contribution s'est réalisée par l'atteinte de quatre objectifs distincts dans les domaines suivants de la posturographie :

- 1) Estimation des paramètres inertiels segmentaires;
- 2) Méthodes d'estimation du centre de masse corporel en posture debout;
- 3) Métrologie des mesures du centre de pression;
- 4) Analyse de la trajectoire du centre de pression.

#### **7.1. Ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov**

L'objectif de la première étude était d'effectuer une série d'ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov et ce, afin de proposer des définitions relatives à une variété de références anatomiques. Ces données permettront ainsi une utilisation plus appropriée de ces paramètres inertiels en posturographie. De plus, une variété de modèles anthropométriques pourront être utilisés afin d'estimer le COM corporel et ce, selon les besoins spécifiques des chercheurs. Ces données peuvent également être utilisées dans des calculs biomécaniques plus complexes, tel la dynamique inverse.

## CHAPITRE VII

### DISCUSSION

---

Les études réalisées dans le cadre de ce projet de recherche apportent une contribution quant à la valeur d'information d'une plate-forme de force dans l'évaluation de l'équilibre en laboratoire. Cette contribution s'est réalisée par l'atteinte de quatre objectifs distincts dans les domaines suivants de la posturographie :

- 1) Estimation des paramètres inertiels segmentaires;
- 2) Méthodes d'estimation du centre de masse corporel en posture debout;
- 3) Métrologie des mesures du centre de pression;
- 4) Analyse de la trajectoire du centre de pression.

#### **7.1. Ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov**

L'objectif de la première étude était d'effectuer une série d'ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov et ce, afin de proposer des définitions relatives à une variété de références anatomiques. Ces données permettront ainsi une utilisation plus appropriée de ces paramètres inertiels en posturographie. De plus, une variété de modèles anthropométriques pourront être utilisés afin d'estimer le COM corporel et ce, selon les besoins spécifiques des chercheurs. Ces données peuvent également être utilisées dans des calculs biomécaniques plus complexes, tel la dynamique inverse.

En dépit que les premières considérations sur le sujet datent de près de 300 ans (Borelli, 1680), les paramètres inertiels segmentaires issus de différentes populations, reportés en fonction du genre, de l'âge, de la race, du phénotype et de l'occupation sont toujours très limités. Les propriétés inertielles segmentaires sont en effet difficiles à estimer. Les premières études sur le sujet ont utilisé différentes méthodes de segmentation sur des spécimens congelés (Braume et Fisher, 1892; Clauser, McConville et Young, 1969; Dempster, 1955). Les principales critiques que l'on peut attribuer à ces études sont (a) le nombre de sujets est très limité et la variance des mesures anthropométriques est très importante, (b) il y a perte de masse segmentaire conséquente à l'utilisation des procédures de segmentation, (c) les résultats sont peu comparables puisque les segments sont définis d'une manière différente entre les études - les muscles et les tissus mous s'étendent parfois sur plusieurs segments rendant la procédure de segmentation subjective et (d) la plupart des sujets sont du genre masculin, très âgés et leur état de santé *ante mortem* est souvent inconnu. Par exemple, les paramètres inertiels les plus fréquemment utilisés sont issus du rapport de Dempster (1955). Ces données ont été calculées à partir d'un échantillon de huit spécimens post mortem masculins congelés, âgés entre 53 et 83 ans et d'une masse variant entre 44.5 à 72.3 kg.

Un peu plus récemment, Zatsiorsky, Selyuanov et Chugunova (1990a) ont publié les paramètres inertiels de jeunes adultes de nationalité russe. Parmi les

facteurs de validité de cette étude, notons la grandeur de l'échantillon et la méthode d'estimation des paramètres inertiels utilisée. Plus précisément, ces auteurs ont estimé les paramètres inertiels à l'aide d'une technique par rayonnement gamma chez 100 jeunes adultes masculins et 15 sujets féminins, devenant ainsi la première étude avec un nombre aussi important de sujets et vivants par surcroît. Initialement, ces données étaient difficiles à utiliser pour les calculs biomécaniques. En effet, plusieurs références anatomiques définissant les segments ne pouvaient être repérées par la cinématique, telle qu'utilisée en biomécanique. deLeva (1993) a donc ajusté ces paramètres inertiels en redéfinissant les longueurs segmentaires à partir des centres articulaires. Ces ajustements rendaient possible l'utilisation des paramètres inertiels pour les calculs de dynamiques inverses. Récemment, Cheng et al. (2000) ont utilisé la résonance magnétique pour définir les paramètres inertiels chez seulement huit sujets masculins de nationalité chinoise. Ainsi, nous croyons que les paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov demeurent toujours les plus valides actuellement dans la littérature pour les échantillons de jeunes adultes caucasiens. Les données pour les sujets féminins doivent être cependant utilisées avec une certaine réserve, puisqu'elles sont issues d'un échantillon non représentatif de la population féminine adulte. En effet, les sujets féminins recrutés par Zatsiorsky et Seluyanov (1990a) avaient une masse moyenne de 61.9 kg ( $\pm 7.3$ ) et d'une taille moyenne de 173,5 cm ( $\pm 3.3$ ).

L'étude I présente donc une série d'ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov pour une variété de segments fréquemment utilisés dans les modèles anthropométriques en posturographie. Nous avons ainsi calculé les paramètres inertiels de segments combinés, tels le membre supérieur et le membre inférieur. Ceci permet de réduire le nombre de segments du modèle anthropométrique tel que requis à l'occasion dans les études en posture debout quasi-statique utilisant le modèle du pendule inversé. Contrairement à plusieurs études basées sur des modèles géométriques nécessitant plusieurs mesures anthropométriques segmentaires, les paramètres inertiels présentés aux Tableaux 3.II et 3.3 ne requièrent que les points anatomiques distal et proximal. Par contre, ces paramètres inertiels sont issus de la moyenne des données de l'échantillon et sont par conséquent peu spécifiques pour des sujets ayant un phénotype bien particulier. Ils sont alors moins valides dans ces cas précis. Plusieurs études ont été effectuées afin de rendre les propriétés inertielles plus spécifiques aux sujets. Cependant, les modèles géométriques proposés requièrent 242 mesures anthropométriques (Hatze, 1980) ou 95 mesures anthropométriques (Yeadon, 1990), ce qui devient très exigeant au niveau du temps d'expérimentation.

## **7.2. Validité concomitante des méthodes d'estimation du COM.**

L'objectif de la seconde étude était de comparer les méthodes d'estimation du COM sous différentes conditions de posture debout. Ces méthodes sont : (a) la méthode segmentaire, (b) la méthode de double intégration des forces (GLP) et (c) la

méthode du filtre passe-bas par la fréquence naturelle d'oscillation (LPF). Nous avons, par notion de validité concomitante, comparé chacune des méthodes entre elles en calculant l'erreur quadratique moyenne (RMS) des trajectoires de COM. Les conditions d'équilibre en posture debout étaient : (a) debout quasi-statique; (b) debout sur une jambe; (c) oscillation volontaire autour de cheville et (d) oscillation volontaire sans contraintes.

Selon le modèle du contrôle de la posture debout quasi-statique suggéré par Winter et al. (1995, 1996), le COP se déplace de part et d'autre du COM dans le temps. Ceci revient à dire que la trajectoire du COM doit être à l'intérieur de celle du COP pour maintenir l'équilibre debout. Tel qu'illustré à la Figure 4.3. (page 79), cette relation entre le COP et le COM est respectée pour l'ensemble des conditions lorsque la trajectoire du COM est estimée par la méthode segmentaire et la méthode GLP. Cependant, la trajectoire du COM telle qu'estimée par la méthode LPF ne respecte pas totalement la relation COP et COM pour la condition en posture debout quasi-statique et debout sur une jambe. Lorsque l'accélération et le déplacement du COM sont plus importants, la méthode LPF procure une estimation plus juste du COM telle qu'illustré à la Figure 4.4 (page 80) pour les tâches d'oscillations volontaires. Cependant, la méthode LPF sous-estime l'amplitude du déplacement du COM lorsque celle-ci est comparée aux deux autres méthodes.

La méthode GLP possède plusieurs avantages comparativement à d'autres méthodes d'estimation du COM par intégration des forces de réaction (Morrasso, Spada et Capra, 1999; Levin et Mizrahi, 1996). D'abord, cette méthode est basée sur l'intégration des forces de réaction effectuée sur des fenêtres temporelles successives. Ces fenêtres d'intégration sont définies par deux bornes temporelles où la force de réaction tend vers zéro. Lorsque la force horizontale égale zéro, le COP coïncide avec le COM. Ceci permet de déterminer la première constante d'intégration. La coordonnée exacte du COP, et par le fait même du COM dans le système de référence global, est déterminée par une fonction d'interpolation linéaire lorsque la force change de polarité autour de zéro. Ensuite, pour chaque fenêtre d'intégration, la vitesse moyenne du COM, qui constitue la seconde constante d'intégration, est déterminée par le changement de position du COP dans chaque fenêtre d'intégration. Cette procédure élimine la dérive de la trajectoire du COM lorsque la valeur des constantes d'intégration est initialement imposée à zéro. La trajectoire du COM doit alors être corrigée à posteriori par des fonctions polynomiales (Morrasso, Spada et Capra, 1999) et nécessairement réorientée dans le système de référence globale. La méthode proposée dans l'étude II élimine ces deux difficultés.

La méthode GLP procure une estimation du COM comparable à la méthode segmentaire. De plus, ces deux méthodes démontrent une estimation du COM en parfait accord avec la relation COP et COM et ce, peu importe la condition d'équilibre. La méthode GLP est donc très intéressante, et davantage du point de vue clinique, car elle ne requiert qu'une plate-forme de force pour estimer les variables

COP et COM et pour quantifier la variable COP-COM. La variable COP-COM a démontré d'excellentes qualités métrologiques et est fortement corrélée avec l'accélération du COM (Corriveau et al, 2000a-b, 2001; Winter et al., 1996). De plus, cette méthode permet d'estimer la trajectoire du COM sous différentes conditions d'équilibre, telle en posture debout quasi-statique les pieds équidistants, en posture debout sur une jambe et lors d'oscillations volontaires.

### **7.3. Fidélité intrasession des mesures du COP.**

Cette troisième étude avait pour premier objectif de déterminer la fidélité intra-session de diverses mesures du COP et ce, pour différentes périodes d'acquisition. Le deuxième objectif était d'estimer le nombre d'essais requis pour obtenir une fidélité acceptable de ces mesures à l'aide du coefficient de fidélité intraclasse. Les mesures du COP étaient : (a) l'erreur quadratique moyenne du déplacement du COP (RMS); (b) l'amplitude de déplacement du COP; (c) la vitesse moyenne du COP; (d) l'aire d'oscillation; (e) la fréquence moyenne du spectre de puissance et (f) la fréquence médiane du spectre de puissance. Ces mesures du COP ont fréquemment été utilisées et sont toujours utilisées dans les publications récentes pour quantifier le contrôle de l'équilibre en posture debout quasi-statique (Duarte et Zatsiorsky, 2002; Chiari, Rocchi et Cappello, 2002; Dickstein, Shupert et Horak, 2001; Kincl et al., 2002; Liu, Higuchi et Motohashi, 2001; Rocchi, Chiari et Horak, 2002; Wu et al., 2002). Les mesures du COP issues de l'analyse par composantes aléatoires (Brownian motion, random walk), tel le coefficient de diffusion, n'ont pas

été très souvent utilisées dans l'évaluation de l'équilibre quasi-statique ces dernières années (Rose et al., 2002; Rougier, 1999; Rougier et al., 2001).

Les résultats démontrent que la vitesse moyenne est la mesure du COP la plus fidèle. En effet, seulement deux essais de 120 secondes doivent être moyennés pour obtenir une valeur ICC supérieure à .90 en direction A/P et M/L. Inclure davantage d'essais dans la moyenne n'augmente pas substantiellement la valeur de l'ICC. L'amplitude et la valeur RMS du COP présente une bonne fidélité avec un ICC supérieur à .80 en considérant au moins quatre essais de deux minutes. Ces mesures sont à la fois pragmatiques et fidèles puisqu'elles requièrent moins de 4 essais de deux minutes.

La question concernant le niveau de fidélité qu'une variable doit atteindre pour être jugée fidèle demeure cependant un débat relativement subjectif. Certains auteurs considèrent qu'un ICC supérieur à .80 témoigne d'une bonne fidélité (Fleiss, 1986) alors que d'autres suggèrent .85 comme valeur seuil d'ICC (Laurencelle, 1998; Weiner et Stewart, 1984). Nous avons choisi la valeur seuil d'ICC à .90 (Tableau 5.II) pour présenter le nombre d'essais requis puisque cette valeur est associée à une mesure contenant peu d'erreur aléatoire (Laurencelle, 1998). L'importance de la variance d'erreur d'une seule mesure de COP, telle qu'exprimée par de faibles valeurs d'ICC, ne peut être attribuée au manque de précision de l'instrumentation. La

résolution des plates-formes de force AMTI est de  $.8\mu\text{v/v/N}$  et la position du COP est estimée avec une précision de  $.2\text{ mm}$ .

La fidélité des mesures d'équilibre en posture debout quasi-statique ont été peu étudiées dans la littérature. Samson et Crowe (1996) ont estimé la variabilité intrasession des mesures d'amplitude et de vitesse moyenne du COP basée sur 10 essais de une minute. Ces auteurs recommandent de procéder à plus de 10 essais afin de diminuer la variance d'erreur. Hufschmidt et al. (1980) ont aussi utilisé le calcul sur dix essais de 30 secondes. Leurs résultats démontrent que l'aire d'oscillation présente un coefficient de variation élevé (59%). Ces auteurs suggèrent d'augmenter la durée d'acquisition du signal COP afin de réduire cette variabilité qui diminue la valeur d'information clinique des mesures de stabilogramme. Cependant, ces recommandations sont basées sur le coefficient de variation et non sur la variance d'erreur. Les procédures statistiques utilisées par ces deux études ne permettent cependant pas de statuer sur la fidélité des mesures du COP et sur le nombre d'essais requis. Le coefficient de fidélité (ICC) dans notre étude a été estimé à l'aide d'un modèle statistique approprié (ANOVA à mesures répétées) basées sur la variance d'erreur. De plus, notre étude possède la puissance statistique nécessaire pour statuer sur la fidélité intrasession, telle que démontrée par Donner et Eliasziw (1987).

Benvenuti et al. (1999) ont utilisé l'ICC pour estimer la fidélité de plusieurs mesures du COP sur un protocole test-retest avec quatre heures entre les séances

d'acquisition. Les auteurs ont obtenu une valeur ICC de .74 de la vitesse moyenne du COP avec seulement deux essais consécutifs sur 40 secondes. Ces auteurs ont conclu que cette variable était peu fidèle. Cette étude a une puissance similaire à notre étude pour statuer sur la fidélité de cette mesure car l'échantillon de 36 sujets et le nombre d'essais ( $n=2$ ) étaient suffisants (Donner et Eliasziw, 1987). Nous avons obtenu des résultats comparables avec une seule mesure de la vitesse moyenne du COP sur une période de 30 secondes et légèrement supérieure (.80 à .84) sur une période de 120 secondes. De plus, nous avons obtenu une excellente fidélité avec une moyenne de deux essais de 120 secondes seulement. Contrairement à Benvenuti et al. (1999), nous avons conclu que cette mesure du COP était très fidèle en utilisant un protocole statistique approprié, basé sur la variance d'erreur. Goldie et al. (1989) ont utilisé un modèle de régression linéaire afin d'évaluer la fidélité de deux essais consécutifs et ont conclu que les forces orthogonales de réaction au sol étaient plus fidèle que les mesures de COP. À notre connaissance, une seule étude a utilisé des procédures statistiques appropriées pour évaluation la fidélité intrasession et le nombre d'essais requis pour obtenir une mesure fidèle de stabilité posturale (Corriveau et al., 2000a). Ces auteurs ont conclu qu'une moyenne de quatre essais de 120 secondes permettait d'obtenir une mesure fidèle ( $ICC > .90$ ) de la variable COP-COM.

Une faible fidélité des mesures de stabilité quasi-statique diminue la puissance des études à détecter des différences puisque l'erreur de mesure aléatoire fait augmenter la variance intra-sujet. Nos résultats démontrent une faible fidélité pour plusieurs mesures du COP lorsqu'elles sont issues d'un seul essai. Nos résultats

expliquent en partie pourquoi certaines études n'ont pas obtenu de différence entre les groupes de sujets (jeunes, âgés, en bonne santé ou avec affections neurologiques) ou n'ont pas obtenu d'effets d'intervention. Crilly et al. (1989) n'ont pas obtenu d'amélioration des mesures de stabilité quasi-statique estimées sur deux essais (valeur RMS du COP, amplitude de déplacement du COP, Quotient de Romberg) après un programme d'exercices de 12 semaines chez les aînés. La valeur RMS du COP sur un essai de 40 secondes n'était pas significativement différente entre les sujets âgés en bonne santé et les sujets âgés atteints de neuropathie périphérique sous différentes conditions expérimentales (Dickstein, Shupert et Horak, 2001). Cependant, il fut démontré que la vitesse moyenne était la mesure du COP la plus discriminante pour évaluer l'effet de l'âge sur la stabilité posturale et le risque de chutes non-intentionnelles (Prieto et al. 1992; Era et Heikkinen, 1995; Maki, Holliday et Fernie, 1990). Ces résultats peuvent être expliqués par cette importante fidélité que nous avons obtenue pour cette mesure du COP et la faible fidélité obtenue par les autres mesures du COP. Ce qui peut également expliquer pourquoi plusieurs études n'ont pas obtenu d'effet d'intervention ou de différence entre les sujets sains et les patients lorsque leur contrôle de l'équilibre était évalué par les autres mesures du COP (Hufschmidt et al., 1980; Crilly et al., 1989; Niam et al., 1999). Cependant, il n'y a eu aucun effet d'un programme d'exercices sur l'aire d'oscillation et la vitesse moyenne d'un seul essai (Lichtenstein et al., 1989a). Une autre étude n'a obtenu aucune amélioration de la stabilité posturale quasi-statique chez les sujets à l'exercice en moyennant deux à quatre essais. Ces auteurs n'ont cependant pas abordé la notion

de fidélité des mesures du COP pour expliquer leurs résultats (Lichtenstein et al., 1989b).

Nous avons également déterminé la durée des essais sur la fidélité des mesures du COP. D'une manière générale, la fidélité intrassession augmente en fonction de la durée d'acquisition. Récemment, il a été suggéré que la durée d'acquisition du COP devait être minimalement de 60 secondes afin d'augmenter la stabilité des mesures (Carpenter et al., 2001a; Carrol et Freedman, 1993). Cependant, la question de la stabilité des mesures du COP ne peut être uniquement définie par la durée des acquisitions. En effet, le signal du COP possède une corrélation de longue portée (Duarte et Zatsiorsky, 2001). Ceci revient à dire que plus la durée d'acquisition sera importante, plus la valeur RMS, par exemple, tendra à augmenter. Cependant, il est évident que la durée des essais en posture debout quasi-statique est limitée, surtout chez les personnes âgées avec affections neurologiques. Une durée d'acquisition de 120 secondes semble donc un bon compromis pour la stabilité et la fidélité des mesures du COP.

Nous avons également évalué le "minimal metrically detectable change" (MMDC) des mesures du COP (Hébert, Spiegelhalter et Brayne, 1997). Ces valeurs représentent la borne inférieure de l'intervalle de confiance à 95% de ces mesures. Elles représentent la valeur minimale d'une différence dans des protocoles test-retest ou pour évaluer l'effet d'une intervention. En effet, une amélioration de l'équilibre

postural quasi-statique se traduira par une diminution de l'aire d'oscillation de  $34\text{mm}^2$  alors qu'une détérioration sera considérée à partir d'un changement de  $+34\text{mm}^2$  de l'aire d'oscillation. Une différence prétest-posttest entre  $-34\text{mm}^2$  et  $+34\text{mm}^2$  ne sera donc pas considérée comme un changement dans le contrôle de l'équilibre. Pour la variable la plus fidèle, soit la vitesse moyenne du COP, un changement supérieur à  $\pm 1.7\text{mm/s}$  et  $\pm 0.7\text{mm/s}$  témoignera d'une amélioration ou d'une détérioration du contrôle de l'équilibre en A/P et M/L respectivement. Le concept de MMDC des mesures du COP peut être très utile pour interpréter les résultats d'études en posturographie ou pour des essais cliniques utilisant les mesures du COP en posture quasi-statique.

#### **7.4. Patrons de déplacement du COP en posture debout quasi-statique.**

La quatrième étude proposait une analyse originale du déplacement du COP en posture debout quasi-statique. Nous avons développé un programme d'analyse informatisée des patrons de déplacement du COP et nous avons comparé les caractéristiques de ces patrons de déplacement chez trois groupes de sujets âgés, soit (a) en bonne santé, (b) ayant subi un accident vasculaire-cérébrale (STROKE) et (c) atteint de neuropathie périphérique (PDN).

La prémisse de cette étude stipulait que le signal du COP était caractérisé par des patrons de déplacements spécifiques. À notre connaissance, seulement deux autres études ont réalisé une analyse du COP par patrons de déplacements (Duarte et

Zatsiorsky, 1999; Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000). Ces études ont été effectuées sous un protocole expérimental en posture debout prolongée sans contrainte et qui, tel que mentionné précédemment, diffère du protocole d'évaluation de l'équilibre quasi-statique. En somme, la détection des patrons de déplacement du COP par algorithmes informatiques s'effectue à l'aide de seuils de détection. Une analyse visuelle et informatique a d'abord été effectuée à l'aide de l'interface graphique POSTOOL. Cette procédure a permis de définir les seuils de détection inclus dans l'analyse de sensibilité. L'analyse de sensibilité, effectuée avant l'analyse principale, a permis de quantifier l'effet des changements systématiques des seuils de détection et de sélectionner les seuils de détection les mieux adaptés pour chacun des quatre patrons de déplacement. Globalement, des valeurs élevées de seuils de détection limitent l'identification des patrons de déplacement alors que des petites valeurs de seuils de détection augmentent dramatiquement la sensibilité de détection. Dans l'analyse principale, les seuils de détection ont été choisis afin d'obtenir une sensibilité suffisante mais en parfait accord avec la définition primaire des patrons de déplacement.

Nos résultats démontrent la présence des quatre patrons de déplacement en posture debout quasi-statique. Les patrons de déplacement, c'est-à-dire les *shift*, *drifts*, *fidget* et *peak-to-peak*, ont été identifiés chez tous les groupes étudiés. Cependant, les patrons de déplacement *fidget* ont une fréquence d'identification moindre que les autres patrons de déplacement, c'est-à-dire qu'environ la moitié des sujets seulement présentaient ce patron. Par contre, le patron *fidget* démontrait la

plus grande incidence en posture debout prolongée non contrainte (Duarte et Zatsiorsky, 1999). Il a été proposé qu'en posture debout prolongée non contrainte, le patron *fidget* contribuait à diminuer les pressions aiguës sous les pieds (Duarte et Zatsiorsky, 1999). Cependant, le patron *fidget* n'a pas été associé à la nutrition des cartilages en redistribuant la pression intra-articulaire (Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000). En posture debout quasi-statique, la durée des essais est peut être insuffisante pour produire un inconfort et induire une réaction posturale afin de redistribuer la pression intra-articulaire. Par définition, le patron *fidget* est un rapide et important déplacement du COP suivi d'un retour au niveau de la position initiale (pulse). Ce patron de déplacement n'influence pas la position moyenne du COP et n'a pas été associé précédemment à une stratégie du système de contrôle de l'équilibre (Duarte, Harvey et Zatsiorsky, 2000).

L'analyse des résultats a démontré une différence significative des patrons de déplacements *drifts*, *fidget* et *peak-to-peak* entre les sujets âgés sains, STROKE et PDN. Cependant, le patron de déplacement *shift* démontre une différence entre les groupes près de la valeur seuil de signification à 0.05. Les patrons de déplacement *shift* et *drift* pourraient représenter des stratégies bien spécifiques du SNC afin d'induire un changement efficace et persistant de la position moyenne du COP. Le patron *shift* peut être considéré comme étant une correction spontanée du SNC pour maintenir l'équilibre. Cependant, le patron de déplacement *drift* est par définition un changement lent de la position moyenne du COP dans une période de temps relativement longue (tendance linéaire ou non-linéaire). Le patron *drift* est peut être

une indication de la sensibilité du SNC à détecter un changement lent dans la position du COP. En direction A/P, les sujet PDN et STROKE ont démontré une amplitude du patron *drift* significativement plus importante que les sujets sains. L'amplitude moyenne du patron *drift* était de 5,3mm pour les sujets sains, de 8,2mm chez les STROKE et 9,6mm chez les PDN. Le patron *drift* tel que défini dans cette étude peut être associé aux concepts de *rambling* et *trembling* (Zarsiorsky et Duarte, 1999; Zarsiorsky et Duarte, 2000). Durant le patron *drift*, le COP oscille autour d'un point de référence en mouvement, ce qui supporte l'hypothèse de deux niveaux hiérarchiques du système de contrôle postural proposée par Lestienne et Gurfinkel (1988). Le système de contrôle de l'équilibre agirait selon un niveau *conservateur* et un niveau *opérateur* (Gurfinkel et al., 1995). Le système de contrôle postural chez les sujet STROKE et PDN semble plus permissif au déplacement du point de référence en mouvement et peut être associé à un déficit du niveau *conservateur* du SNC.

Cette étude propose un nouveau patron de déplacement du COP. Le patron *peak-to-peak* est défini comme étant de transitions rapides, de grandes amplitudes et successives du COP. Ce patron de déplacement est donc, par définition, très différent du patron *fidget*. Le patron *peak-to-peak* témoigne de l'instabilité posturale ponctuelle. Les résultats démontrent qu'en direction M/L, les sujets avec atteintes neurologiques ont obtenu une amplitude moyenne de 5,9 mm (STROKE) et de 5,2 mm (PDN) comparativement à 2,6 mm pour les sujets sains. Ce patron de déplacement peut être associé à un déficit du niveau *opérateur* du système de contrôle

postural. En effet, le patron *peak-to-peak* témoigne d'une fréquence et d'une amplitude d'oscillation importantes autour de la moyenne durant une période de temps relativement courte. D'autres études doivent cependant être réalisées pour confirmer cette hypothèse de niveau *conservateur* et *opérateur* du système de contrôle de l'équilibre en relation avec les patrons de déplacement du COP.

Les patrons de déplacement du COP peuvent être davantage sensibles aux changements et aux interventions que les mesures sommaires du COP. Puisque ces patrons identifient des portions spécifiques du signal COP, ils peuvent ainsi témoigner d'une manière plus précise des déficits du système de contrôle postural et être davantage sensibles aux interventions. D'ailleurs, plusieurs études n'ont pas démontré de différence entre les sujets âgés sains et les patients ou encore d'effets d'intervention en utilisant les mesures sommaires du COP (Crilly et al, 1989; Hufschmidt et al., 1980; Niam et al., 1999; Lichtenstein et al., 1989a-b). D'autres études doivent cependant être réalisées pour évaluer l'effet des programmes d'exercices spécifiques ou d'autres types de thérapie sur les patrons de déplacement du COP.

## **CHAPITRE VIII**

### **CONCLUSION GÉNÉRALE**

---

Les travaux de recherche présentés dans cette thèse avaient pour but d'améliorer la valeur d'information des mesures obtenues à l'aide d'une plate-forme de force dans l'évaluation de l'équilibre postural. Nous avons d'abord effectué une série d'ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov afin d'améliorer la validité du modèle anthropométrique utilisé dans notre étude de comparaison des méthodes d'estimation du COM corporel. Cependant, les ajustements des paramètres inertiels de Zatsiorsky-Seluyanov proposés dans cette thèse permettront d'élaborer une grande variété de modèles anthropométriques et ce, pour les études en posturographie ainsi que les études utilisant des calculs biomécaniques plus complexes tel la dynamique inverse.

Dans ce travail, nous avons d'abord confirmé la validité de la méthode d'estimation du COM par double intégration des forces horizontales – “zero-point-to-zero-point integration technique”. Nous avons comparé cette méthode à la méthode segmentaire, qui est basée sur la définition propre du COM. Nous avons également comparé la trajectoire du COM d'une méthode basée sur un filtre passe-bas du COP défini par la fréquence naturelle d'oscillation du corps à ces deux dernières méthodes. La méthode “zero-point-to-zero-point integration technique” peut être utilisée aussi bien en clinique qu'en recherche puisqu'elle permet une estimation du COM valide,

en total respect de la relation entre le COP et COM et est par conséquent indépendante des conditions d'évaluation de l'équilibre.

Nous avons également abordé les notions de variabilité et d'erreurs de plusieurs mesures de la variable COP fréquemment utilisées en posturographie. Nous avons estimé la variance d'erreur et la fidélité d'un seul essai des mesures du COP suivantes : (1) l'aire d'oscillation, (2) l'excursion maximale du COP, (3) l'erreur quadratique moyenne du déplacement du COP, (4) la vitesse moyenne du COP, (5) la fréquence moyenne du spectre de puissance et (6) la fréquence médiane du spectre de puissance. De plus, la fidélité d'un seul essai a été estimée sous différentes périodes d'acquisition de la variable COP, soit 30 secondes, 60 secondes et 120 secondes. En estimant la corrélation d'une mesure à prédire les mesures subséquentes, nous avons déterminé le nombre d'essais requis pour obtenir minimallement une bonne fidélité. Nous pouvons ainsi faire des recommandations sur l'utilisation des mesures du COP en considérant leur valeur d'information.

La vitesse moyenne du COP s'est avérée la mesure la plus fidèle. Par contre, les mesures du spectre de puissance du COP (MPF et MedPF) possèdent une variance d'erreur importante, ce qui limite leur fidélité. Les mesures du déplacement du COP, telles l'excursion maximale (COP range) et l'erreur quadratique moyenne (RMS), possèdent une excellente fidélité intrasession en moyennant quelques essais (6 à 9). En général, la fidélité des mesures du COP augmente avec le temps d'acquisition. Considérant que le COP est une variable empreinte d'une corrélation de longue

portée, la fidélité aura tendance à augmenter avec des temps d'acquisition au-delà de 120 secondes. Cependant, nous croyons qu'une durée d'acquisition de 120 secondes est tout à fait appropriée pour diverses populations. Nous avons par contre estimé le MMDC afin de déterminer le changement minimal de la mesure à considérer et ce en tenant compte de l'erreur de mesure aléatoire. Ainsi, même si la fidélité et la stabilité des mesures du COP tendront à augmenter avec la durée d'acquisition, nous pouvons utiliser le MMDC pour assurer que le changement de la valeur de la mesure du COP n'est pas lié au hasard ou à la variabilité intrinsèque du phénomène. La validité d'une mesure est intimement liée à sa fidélité. En d'autres mots, une mesure ne peut être valide sans être fidèle. La fidélité intrasession, estimée dans ce travail, est liée à la variabilité d'une mesure sur une courte période temporelle. La fidélité intersession quant à elle réfère à la stabilité d'une mesure sur différentes séances d'évaluation. Cette dimension métrologique des mesures du COP reste à déterminer en utilisant le nombre d'essais ( $k$ ) requis dans une séance tel que déterminé dans ce travail.

Finalement, nous avons apporté une contribution originale à l'analyse du déplacement du COP en posture debout quasi-statique. Nous avons défini des patrons de déplacement du COP qui ont été identifiés par algorithmes informatiques chez trois groupes de sujets âgés (sains, neuropathie périphérique et accident vasculaire-cérébrale). Ces patrons de déplacements ont cette particularité qu'ils témoignent d'une portion bien spécifique du signal COP.

## RÉFÉRENCES

---

Ackland, T.R., Blanksby, B.A. et Bloomfield, J. (1988). Inertial characteristics of adolescent male body segments. *Journal of Biomechanics*, 21: 319-327.

Amblard B, Cremieux J, Marchand A.R. et Carblanc A. (1985). Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues. *Experimental Brain Research*, 61: 21-37.

Aggashyan, R.V. (1972). On spectral and correlation characteristics of human stabilograms. *Agressologie*, 13D: 63-69.

Aggashyan R.V., Gurfinkel V.S., Mamasakhilov G.V. et Elner A.M. (1973). Changes in spectral and correlation characteristics of human stabilograms at muscle afferentation disturbance. *Agressologie*, 14: 5-9.

Alexander, N.B., (1994). Postural control in older adults. *Journal of American Geriatric Society*, 42: 93-108.

Allum J.H. et Pfaltz C.R. (1985). Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 58: 82-94.

Anderson, D., Reschke, M., Homick, J. et Werness, S. (1986). Dynamic posture analysis of Spacelab-1 crew members. *Experimental Brain Research*, 64: 380-391.

Andrews, J.G. et Mish, S.P. (1996). Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameters variation. *Journal of Biomechanics*, 29: 651-54.

Arfken, C.L., Lach, H.W., Birge, S.J. et Miller, J.P. (1994). The prevalence and correlates of fear of falling in elderly persons living in the community. *American Journal of Public Health*, 84: 565-570.

Ashley, M.J., Gryfe, C.I. et Annies, A. (1977). A longitudinal study of falls in an elderly population II. Some circumstances of falling. *Age and Ageing*, 6: 211-220.

Baroni, G., Pedrocchi, A., Ferrigno, C., Massion, J. et Pedotti, A. (2001). Static and dynamic postural control in long-term microgravity: evidence of a dual adaptation. *Journal of Applied Physiology*, 90: 205-15.

Beckley, D.J., Bloem, B.R., Rembler, M.P., Roos, R.A.C. et Van Dijk, J.G. (1991). Long latency postural responses are functionally modified by cognitive set. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81: 353-358.

Benda, B.J., Riley, P.O. et Krebs, D.E. (1994). Biomechanical relationship between the center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, 2: 3-10.

Bensel C.K. et Dzendolet, F. (1968). Power spectral density analysis of the standing sway of males. *Perception & Psychophysics*, 4: 285-288.

Benvenuti, F., Mecacci, R., Gineprari, I., Bandinelli, S., Benvenuti, E., Ferrucci, L., Baroni, A., Rabuffetti, M., Hallett, M., Dambrosia, J.M. et Stanhope, S.J. (1999). Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80: 278-287.

Berg, K.O., Maki, B.E., Williams, J.I., Holliday, P.J., Wood-Dauphinee, S.L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 73: 1073-1080.

Berg, K., Wood-Dauphinee, S. et Williams, J.I. (1995). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41: 304-311.

Bernstein, N. (1967). *The coordination and regulation of movement*. New York: Pergamon.

Blaszczyk, J.W., Prince, F., Raiche, M. et Hébert, R. (2000). Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet standing. *Journal of Biomechanics*, 33: 1243-1248.

Braune, W. et Fisher, O. (1892). *Determination of the moments of inertia of the human body and its limbs*. Traduit en anglais en 1988 par Maquet, P. et Furlong, R. Berlin: Springer-Verlag.

Bravo, G. et Potvin, L. (1991). Estimating the reliability of continuous measures with Cronbach's alpha or the Intraclass correlation coefficient: toward the integration of two traditions. *Journal of Clinical Epidemiology*, 44: 381-390.

Brenière, Y. (1986). Why we walk the way we do ? *Journal of Motor Behaviour*, 28: 291-298.

Brocklehurst, J.C., Robertson, D. et James-Groom, P. (1982). Clinical correlates of sway in old age-sensory modalities. *Age and Ageing*, 11: 1-10.

Caron, O., Faure, B. et Brenière, Y. (1997). Estimating the center of gravity of the body on the basis of the center of pressure in standing posture. *Journal of Biomechanics*, 30: 1169-1171.

Carpenter, M.G., Frank, J.S., Winter, D.A., Peysar, G.W. (2001a). Sampling duration effects on center of pressure summary measures. *Gait and Posture*, 13: 35-40.

Carpenter, M.G., Frank, J.S., Silcher, C.P., Peysar, G.W. (2001b). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, 138 : 210-218.

Carrol, J.P. et Freedman, W. (1993). Nonstationarity properties of postural sway. *Journal of Biomechanics*, 26: 409-416.

Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M. et Young, J.W. (1975). *Investigating of the inertial properties of the human body*. Technical report AMRL-TR-74-137, AD-A016-485, DOT-HS-801-430. Ohio: Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base.

Cheng, C-K., Chen, H-H., Chen, C-S., Lee, C-L. et Chen, C-Y. (2000). Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clinical Biomechanics*, 15: 559-566.

Chiari, L., Rocchi L., et Cappello, A., (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics*, 17: 666-677.

Clark, B. et Stewart, J.D. (1969). Effects of angular acceleration on man : Threshold for perception of rotation and the oculogyral illusion. *Aerospace Medicine*, 40: 952-956.

Clarys, J.P. et Marfell-Jones, M.J. (1986). Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from inter-segmental anthropometry. *Human Biology*, 58: 711-782.

Clauser, C.E., McConville, J.T. et Young, J.W. (1969). *Weight, volume and center of mass of segments of the human body* (AMRL TR 69-70). Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base.

Collins, J.J. et De Luca, C.J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture : a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95: 308-318.

Collins, J.J. et De Luca, C.J., (1994). Random walking during quiet standing. *Physical review letters*, 73: 764-767.

Collins, J.J. et De Luca, C.J. (1995a). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanics. *Experimental Brain Research*, 103: 151-163.

Collins, J.J., De Luca, C.J., Burrows, A. et Lipsitz, L.A. (1995a). Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*, 104: 480-492.

Collins, J.J., De Luca, C.J., Pavlik, A.E., Roy, S.H. et Emley, M.S. (1995b). The effects of spaceflight on open-loop and close-loop postural control mechanism: human neurovestibular studies on SLS-2. *Experimental Brain Research*, 107: 145-150.

Contini, R. (1972). Body segment parameters. Part ii. *Artificial Limbs*, 16: 1-9.

Corriveau, H. Hébert, R., Prince, F. et Raïche, M. (2000a). Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81: 45-48.

Corriveau, H., Prince, F., Hebert, R., Raiche, M., Tessier, D., Maheux, P. et Ardilouze, J.L. (2000b). Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabete Care*, 23 : 1187-1191.

Corriveau, H. Hébert, R., Prince, F., Raïche, M. (2001). Postural control in the elderly: An analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82: 80-85.

Crilly, R.G., Willems, D.A., Trenholm, K.J. et Hayes, K.C., Delaquerrière-Richardson, L.F.O. (1989). Effect of exercise on postural sway in the elderly. *Gerontology*, 35: 137-43.

Crowe, A., Schiereck, P., de Boer, R. et Keessen, W. (1993). Characterization of gait of young adult females by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait and Posture*, 1: 61-68.

deLeva, P. (1993). *Validity and Accuracy of four methods for locating the center of mass of young male and female athletes*. In Proceedings of XIVth Congress of the International Society of Biomechanics. 1: 318-319.

deLeva, P. (1996). Adjustments to Zatsiosky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29: 1223-1230.

Dempster, W.T. (1955). *Space requirements of the seated operator*. Wright Patterson Air Force Base, WADC-TR-55-159.

Dickstein, R., Shupert, C.L. et Horak, F.B. (2001). Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait and Posture*, 14: 238-47

Diener, H.C., Dichgans, J., Guschlbauer, B. et Mau, H.. (1984). The significance of proprioception on postural stabilisation as assessed by ischemia. *Brain Research*, 296 : 103-109.

Dietz, V., Gollhofer, A., Kleiber, M. et Trippel, M. (1992). Regulation of bipedal stance: dependency on load receptors. *Experimental Brain Research*, 89: 229-231.

Dietz, V., Horstmann, G.A., Trippel, M. et Gollhofer, A. (1989). Human postural reflexes and gravity – an underwater simulation. *Neuroscience Letters*, 106: 350-355.

Do, M.C., Bussel, B. et Breniere, Y. (1990). Influence of plantar cutaneous afferents on early compensatory reactions to forward fall. *Experimental Brain Research*, 79: 319-324.

Donner, A. et Eliasziw, M. (1987). Sample size requirements for reliability studies. *Statistical Medicine*, 6: 441-8.

Duarte, M., Harvey, W. et Zatsiorsky, V.M. (2000). Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*, 43: 1824-1839.

Duarte, M., Zatsiorsky, V.M. (1999). Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*, 3 : 12-27.

Duarte, M., Zatsiorsky, V.M. (2001). Long-range correlations in human standing. *Physical Letters A*, 283:124-8.

Duarte, M., Zatsiorsky, V.M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*, 146: 60-9.

Dyessens, J., Clarac, F. et Cruse, H. (2000). Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. *Physiological Reviews*, 80: 83-133.

Eames, M.H.A., Cosgrove, A. et Baker, R. (1999). Comparing methods of estimating the total body center of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits. *Human Movement Science*, 18: 637-646.

Eklund, G. (1972). General features of vibration-induced effects on balance. *Ups Journal of Medicine Science*, 77: 112-124.

Eng, J.J. et Winter, D.A. (1993). Estimations of the horizontal displacement of the total body center of mass: considerations during standing activities. *Gait and Posture*, 1: 141-144.

Era, P. et Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbances of balance in random samples of men of different ages. *Journal of Gerontology*, 40: 287-95.

Erdmann, W.S. (1997). Geometric and inertial data of the trunk in adult males. *Journal of Biomechanics*, 30: 679-688.

Fernie, G.R. et Holliday, P.J. (1978). Postural sway in amputees and normal subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 60A: 895-898.

Fleiss, J.L. (1986). *The design and analysis of clinical experiments*. New York (NY): John Wiley & Sons.

Gabell, A, Simons, M.A. et Nayak, U.S. (1985). Falls in the healthy elderly: predisposing causes. *Ergonomics*, 28: 965-75.

Gatev, P., Thomas, S., Kepple, T. et Hallett, M. (1999). Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, 514: 915-928.

Geurts, A.C.H., Nienhuis, B. et Mulder, T.W. (1993). Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74: 1144-1150.

Goldie, P.A., Bach, T.M. et Evans, O.M. (1989). Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70: 510-7.

Gregoric, M. et Lavric, A. (1977). Statokinesimetric analysis of the postural control in Parkinsonian. *Agressologie*, 18A: 45-48.

Gurfinkel, E.V. (1973). Physical foundations of the stabilography. *Agressologie*, 14: 9-14.

Gurfinkel, V.S., Ivanenko, Y.P., Levik, Y.S. et Babakova, I.A. (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, 68: 229-243.

Hamel, D. (2001). *Évolution des traumatismes au Québec de 1991 à 1999*. Institut national de santé publique du Québec.

Hasan, S.S., Lichtenstein, M.J. et Shiavi, R.G. (1990a). Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. *Journal of Biomechanics*, 23: 783-789.

Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.W., Ashmead, D.H., Peterson, S.W. et Shiavi, R.G. (1990b). Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods. *Gait and Posture*, 4: 1-10.

Hasan, S.S., Robin, D.W., Szurkus, D.W., Ashmead, D.H., Peterson, S.W. et Shiavi, R.G. (1990c). Simultaneous measurement of body center of pressure and center of

gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait and Posture*, 4: 11-20.

Hasselkus B.R. et Shambes GM. (1975). Aging and postural sway in women. *Journal of Gerontology*, 30: 661-7.

Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computation determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal of Biomechanics*, 13: 833-843.

Hay, L., Bard, C., Fleury, M. et Teasdale, N. (1996). Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Experimental Brain Research*, 108: 129-139.

Hébert, R., Spiegelhalter, D.J. et Brayne, C. (1997). Setting the minimal metrically detectable change on disability rating scales. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78: 1305-8.

Hellebrandt, F.A. (1938). Standing as a geotropic reflex. The mechanism of the asynchronous rotation of motor unit. *American Journal of Physiology*, 121: 471-474.

Hinrichs, R.N. (1990). Adjustments to the segment center of mass proportions of Clauser et al. (1969). *Journal of Biomechanics*, 23: 949-51.

Horak, F.B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67: 1881-1884.

Horak, F.B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait and Posture*, 6 : 76-84.

Horak, F.B., Diener, H.C. et Nashner, L.M. (1989). Influence of central set on human postural response. *Journal of Neurophysiology*, 62: 841-853.

Horak, F.B. et Macpherson, J.M. (1996). *Postural orientation and equilibrium*. In: Handbook of Physiology. Section 12. Exercise: regulation and integration of multiple systems. Rowell, L.G. et Shepherd, J.T. (Eds). Oxford University Press: New York.

Horak, F.B. et Nashner, L.M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55: 1369-1381.

Horak, F.B., Nashner, L.M. et Diener, H.C. (1990). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82: 167-177.

Horak, F.B., Nutt, J.G. et Nashner, L.M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *Journal of Neurological Sciences*, 111: 46-58.

Horak, F.B., Shupert, C.L. et Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly : a review. *Neurobiology of Aging*, 10: 727-738.

Hornbrook, M.C., Stevens, J. et Wingfield, D.J. (1994). Preventing falls among community-dwelling older persons: results from a randomized trial. *Gerontologist*, 34: 16-23.

Howland, J., Peterson, E.W., Levin, W.C., Fried, L., Prodon, D. et Bak, S. (1993). Fear of falling among the community-dwelling elderly. *Journal of Aging and Health*, 5: 229-243.

Hufschmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K.H., Hufschmidt, M. (1980). Some methods and parameters of body sway quantification and their neurological application. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, 228: 135-150.

Hunter, M. et Hoffman, M.A. (2001). Postural control: visual and cognitive manipulations. *Gait and Posture*, 13: 41-48.

Ivanenko, Y.P., Grasso, R. et Lacquaniti, F. (1999). Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans. *Journal of Physiology*, 519: 301-14.

Jensen, R.K. (1986). Body segment mass, radius and radius of gyration proportions of children. *Journal of Biomechanics*, 19: 359-368.

Jensen, R.K. et Fletcher, P. (1994). Distribution of mass to the segments of elderly males and females. *Journal of Biomechanics*, 27: 89-96.

Jian, Y., Winter, D.A., Ishac, M.C. et Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COM during initiation and termination of gait. *Gait and Posture*, 1: 9-22.

Kaleps, I., Clauser, C.E., Young, J.W., Chandler, R.F., Zehner, G.F. et McConville, J.T. (1984). Investigation into the mass distribution properties of the human body and its segment. *Ergonomics*, 27: 1225-1237.

Kaptyen, T.S., Bles, W., Brandt, T. et Wist, E.R. (1979). Visual stabilization of posture: effect of light intensity and stroboscopic surround illumination. *Agressologie*, 20: 191-192.

Kapteyn, T.S. (1973). Afterthought about the physics and mechanics of postural sway. *Agressologie*, 14C: 27-35.

Kavounoudias, A., Gilhodes, J-C., Roll, R. et Roll, J-P. (1999). From balance regulation to body orientation: two goal for muscle proprioceptive information processing ? . *Experimental Brain Research*, 124: 80-88.

Kavounoudias, A., Roll, R. et Roll, J.P. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology*, 532: 869-878.

Kavounoudias, A., Roll, R. et Roll, J.P. (1998). The plantar sole is a 'dynamometric map' for balance control. *NeuroReport*, 9: 3247-3252.

Keshner, E.A., Allum, J.H. et Pfaltz, C.R. (1987). Postural coactivation and adaptation in the sway stabilizing responses of normals and patients with bilateral vestibular deficit. *Experimental Brain Research*, 69: 77-92.

Kincl, L.D., Bhattacharya, A., Succop, P.A. et Clark S.C. (2002). Postural Sway Measurements: A Potential Safety Monitoring Technique for Workers Wearing Personal Protective Equipment. *Applied Occupational and Environmental Hygiene*, 17: 256-266.

King, D.L., Zatsiorsky, V.M. (1997). Extracting gravity line displacement from stabilographic recording. *Gait and Posture*, 6: 27-38.

Kingma, I., Toussaint, H.M., De Looze, M.P., Van Dieen, J.H. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics*, 29: 693-704.

Kokmen, E., Bossemeyer, R.W. et Williams, W.J. (1978). Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population. *Journal of Gerontology*, 33: 62-67.

Koozekanani, S.H. et Duerk, J. (1985). Determination of body segment parameters and their effect in the calculation of the position of center of pressure during postural sway. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, 32: 67-69.

Koozekanani, S.H., Stockwell, C.W., McGhee, R.B. et Firoosmand, F. (1980). On the role of dynamic models in quantitative posturography. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, 27: 605-609.

Kwon, Y-H. (1996). Effects of the method of body segment parameter estimation on airborne angular momentum. *Journal of Applied Biomechanics*, 12: 413-30.

Lafond, D. et Prince, F. (2002). Extended adjustments of Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters. (soumis).

Laurencelle, L. (1998). *Théorie et techniques de la mesure instrumentale*. Ste-Foy (QC): Presse de l'Université du Québec.

LeClair, K.L., Riach, C.L. (1996). Postural stability measures: what to measure and how long? *Clinical Biomechanics*, 11: 176-178.

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

Levin, O. et Mizrahi, J. (1996). An iterative model for estimation of the center of gravity from bilateral reactive force measurements in standing sway. *Gait and Posture*, 4: 89-99.

Lichtenstein, M.J., Burger, M.C., Shields, S.L. et Shiavi, R.G. (1990). Comparison of biomechanics platform measures of balance and videotaped measures of gait with a clinical mobility scale in elderly women. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*. 42: M49-54.

Lichtenstein, M.J., Shields, S.L., Shiavi, R.G. et Burger, M.C. (1988). Clinical determinants of biomechanics platform measures of balance in aged women. *Journal of American Geriatrics Society*, 36: 996-1002.

Lichtenstein, M.J., Shields, S.L., Shiavi, R.G. et Burger, M.C. (1989a). Exercise and balance in aged women: a pilot controlled clinical trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 70: 138-143.

Lichtenstein, M.J., Shields, S.L., Shiavi, R.G. et Burger, M.C. (1989b). Clinical determinants of biomechanics platform measures of balance in aged women. *Journal of American Geriatric Society*, 36: 996-1002.

Liu, Y., Higuchi, S. et Motohashi, Y. (2001). Changes in postural sway during a period of sustained wakefulness in male adults. *Occupational Medicine*, 51: 490-495.

Lord, S.R., Clark, R.D., et Webster, I.W. (1991). Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *Journal of Gerontology : Medical Sciences*, 46: M69-M76.

Lucy, S.D. et Hayes, K.C. (1985). Postural sway profiles, normal subjects and subjects with cerebellar ataxia. *Physiotherapy Canada*, 37: 140-148.

Macpherson, J.M., Fung, J. et Jacobs, R. (1997). Postural orientation, equilibrium and the spinal cord. *Advances in Neurology*, 72: 227-232.

Magnusson, M., Enbom, H., Johansson, R. et Wilkund, J. (1990). Significance of pressor input from the human feet in lateral postural control. *Acta Oto-Laryngologica*, 110: 321-327.

Maki, B.E., Holliday, P.J. et Fernie, G.R. (1990). Ageing and postural control: a comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. *Journal of American Geriatric Society*. 38: 1-9.

Maki, B.E. et McIlroy, W.E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance : the «change-in-support» strategy. *Physical Therapy*, 77: 488-507.

Maki, B.E., Perry, S.D., Norrie, R.G. et McIlroy, W.E. (1999). Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *Journal of Gerontology A Biological Science and Medical Science*, 54: M281-287.

Manchester, D., Woollacott, M., Zedrbauer-Hylton, N. et Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of Gerontology and Medical Science*, 44: 118-127.

Mann, R.A., Hagy, J.L., White, V. et Liddell, D. (1979). The initiation of gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 61A: 232-239.

Macpherson, J.M., Fung, J. et Jacobs, R. (1997). Postural orientation, equilibrium and the spinal cord. *Advances in Neurology*, 72: 227-232.

Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress Neurobiology*, 38: 36-56.

Maurtiz, K.H., Dichgans, J. et Hufschmidt, A. (1979). Quantitative analysis of stance in late cortical cerebellar atrophy of the anterior lobe and other forms of cerebellar ataxia. *Brain*, 102: 461-482.

Meiry JL. (1966). *The vestibular system and human dynamic space orientation*. NASA CR-628. NASA Contract Rep NASA CR. Nov. 1-192.

- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H. et Nisell, R. (1989). Postural stability in stroke patients: vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 27: 181-190.
- Morris, M., Iansek, R., Smithson, F. et Huxham, F. (2000). Postural instability in Parkinson's disease: a comparison with and without a concurrent task. *Gait and Posture*, 12: 205-216.
- Morrasso, P.G., Spada, G. et Capra, R. (1999). Computing the COM from the COP in postural sway movements. *Human Movement Science*. 18: 759-767.
- Murray, M.P., Seireg, A.A et Sepic, S.B. (1975). Normal postural stability and steadiness : quantitative assessment. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 57-A: 510-516.
- Murray, M.P., Seireg, A. et Scholz, R.C. (1967). Center of gravity, center of mass and supportive forces during human activities. *Journal of Applied Physiology*, 23: 831-838.
- Nardone, A., Tarantola, J., Misco, G., Pisano, F., Schenone, A. et Schieppati, M. (2000). Loss of large-diameter spindle afferent fibres is not detrimental to the control of body sway during upright stance: evidence from neuropathy. *Experimental Brain Research*, 135: 155-162.
- Nashner, L.M. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. *Acta Otolaryngology*, 72: 429-436.
- Nashner, L.M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26: 59-72.

Nashner, L.M. et Woollacoot, M. (1979). Organization of rapid responses to postural and locomotion-like perturbations of standing man. *Experimental Brain Research*, 36: 463-476.

Nashner, L.M. (1977). Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*, 30: 13-24.

Nashner, L.M., Black, F.O. et Wall, C. (1982). Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *Journal of Neuroscience*, 2: 536-544.

Nashner, L.M. et McCollum, G. (1985). The organisation of human postural movement : a formal bias and experimental synthesis. *Behavioral Brain Sciences*, 8: 135-172.

Nashner, L.M., Shumway-Cook, A. et Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research*, 49: 393-409.

Nashner, L.M., Shupert, C.L., Horak, F.B. et Black, F.O. (1990). Organization of posture controls : an analysis of sensory and mechanical constraints. *Progress in Brain Research*, 80: 411-418.

Nevitt, M.C., Cummings, S.R. Kidd, S. et Black, D. (1989). Risk factors for recurrent nonsyncopal falls: a prospective study. *Journal of American Medicine Association*, 261: 2663-2668.

Niam, S, Cheung, W., Sullivan, P.E., Kent, S. et Gu, X. (1999). Balance and physical impairments after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80: 1227-33.

Norre, M., Forrez, G. et Beckers, A. (1987a). Posturographic findings in two common peripheral vestibular disorders. *Journal Otolaryngologica*, 16: 340-344.

Norre, M., Forrez, G. et Beckers, A. (1987b). Posturography measuring instability in vestibular dysfunction in the elderly. *Age Aging*, 16: 89-93.

Okubo, J., Watanabe, I., Takeya, T. et Baron, J.B. (1979). Influence of foot position and visual field condition in the examination for equilibrium function and sway of the center of gravity in normal persons. *Agressologie*, 20: 127-132.

Oliveira, L.F., Simpson, D.M. et Nadal, J. (1996). Calculation of area of stabilimetric signals using principal component analysis. *Physiological Measurement*, 17: 305-312.

O'Loughlin, J.L., Robitaille, Y., Boivin, J.-F. et Suissa, S. (1993). Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *American Journal of Epidemiology*, 137: 342-354.

Overstall, W., Exton-Smith, A.N., Imms, F.J. et Johnson, A.L. (1977). Falls in the elderly related to postural balance. *British Medical Journal*, 1: 287-295.

Panzer, V.P. et Hallet, M. (1995). Biomechanical assessment of upright stance in Parkinson's disease: a single-subject study. *Clinical Biomechanics*, 8: 75-80.

Paulus, W., Straube, A. et Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*, 107: 1143-1163.

Paulus, W., Straube, A., Krafczyk, S. et Brandt, T. (1989). Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. *Experimental Brain Research*, 78: 243-252.

Pavol, M.J., Owings, T.M. et Grabiner, M.D. (2002). Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. *Journal of Biomechanics*, 35: 707-12.

Pearsall, D.J. et Costigan, P.A. (1999). The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait and Posture*, 9: 173-183.

Peeters, H.P.M., Caberg, H.B. et Mol, J.M.F. (1985). Evaluation of biomechanical models in posturography. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 23: 469-473.

Perry, B.C. (1982). Falls among the elderly: a review of the methods and conclusions of epidemiologic studies. *Journal of the American Geriatrics Society*, 30: 367-371.

Powel et Dzenolet (1984). Power spectral density analysis of lateral human standing sway. *Journal of Motor Behaviour*, 16: 424-441.

Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Myklebust, B.M., et Kreis, D.U. (1992). *Intergroup sensitivity in measures of postural steadiness*. In Posture and Gait: Control Mechanisms. Woollacott, M. & Horak, F. Eds. XIth International Symposium Society Postural Gait Research. 122-125.

Prieto T.E. et Myklebust J.B. (1993). Measures of postural sway. *Clinical Pharmacology and Therapeutics*, 54: 228-30.

Prieto, T.E., Myklebust, J.B. et Myklebust, B.M. (1993). Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. *IEEE Transactions Rehabilitation Engineering*, 1: 26-34.

Prince, F., Termoz, N., Corriveau, H., Raïche, M., Roy, Y., Hébert, R., Patla, A.E. et Winter, D.A. (1999). *Are 21 markers too much to define a body COM during quiet*

*standing ?* In Proceedings of 14<sup>th</sup> International Symposium of the Society for Posture and Gait. Waterloo, Ontario.

Prudham, D. et Evans, J.G. (1981). Factors associated with falls in the elderly: a community study. *Age Ageing*, 10: 141-6.

Riach, C.L. et Starkes, J.L. (1994). Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait and Posture*, 2: 167-172.

Riley, P.O., Mann, R.W. et Hodges, W.A. (1990). Modeling of the biomechanics of posture and balance. *Journal of Biomechanics*, 23: 503-506.

Riley, M.A., Wong, S., Mitra, S. et Turvey, M.T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research*, 117: 165-70.

Ring, C., Nayak, U.S.L. et Isaacs, B. (1988). Balance function in elderly people who have and who have not fallen. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 69: 261-264.

Roberts, T.D.W. et Stenhouse, G. (1976). The nature of postural sway. *Agressologie*, 13B: 35-40.

Rocchi, L., Chiari, L. et Horak, F.P. (2002). Effect of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 73: 267-74.

Roll, J.P. et Roll, R. (1988). *From eye to foot. A proprioceptive chain involved in postural control*. In: Amblard, B., Berthoz, A., Clarac, F. (Eds). Posture and Gait. Elsevier: Amsterdam.

Roll, J.P., Vedel, J.P. et Ribot, E. (1989). Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Experimental Brain Research*, 76: 213-222.

Romberg, M.H. (1853). *Manual of nervous diseases of man*. London: Sydenham Society.

Rose J., Wolff D.R., Jones V.K., Bloch D.A., Oehlert J.W. et Gamble J.G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental medicine & child neurology*, 44: 58-63.

Rougier, P., Burdet, C., Farenc, I. et Berger, L. (2001). Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework. *Neuroscience Research*, 41: 41-50.

Rougier, P. (1999). Influence of visual feedback on successive control mechanisms in upright quiet stance in humans assessed by fractional Brownian motion modelling. *Neuroscience Letters*, 266: 157-160.

Samson, M. et Crowe, A. (1996). Intra-subject inconsistencies in quantitative assessments of body sway. *Gait and Posture*, 4: 252-257.

Santé Canada (2001). *Dépenses de santé au Canada selon l'âge et le sexe, 1980-1981 à 2000-2001*. Direction générale de la politique de la santé et des communications.

Sekuler, R. et Hutman, L.P. (1980). Spatial vision and aging. I: contrast sensitivity. *Journal of Gerontology*, 35: 692-699.

Sekuler, R., Hutman, L.P. et Owsley, C. (1980). Human aging and spatial vision. *Science*, 209: 1255-1256.

Shrout, P.E. et Fleiss, J.L. (1979). Intraclass correlation: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86: 420-8.

Skinner, H.B., Barrack, R.L. et Cook, S.D. (1988). Age-related decline of proprioception. *Clinical Orthopaedics*, 184: 208-211.

Simoneau, M., Teasdale, N., Bourdin, C., Bard, C., Fleury, M. et Nougier, V. (1999). Aging and postural control: postural perturbations caused by changing the visual anchor. *Journal of American Geriatric Association*, 47: 235-240.

Sinclair, A.J. et Nayak, U.S.L. (1990). Age-related changes in postural sway. *Comprehensive Therapy*, 16: 44-48.

Sherrington, C.S. (1906). *The integrative action of the nervous system*. New Haven: Yale University Press.

Shimba, T. (1984). An estimation of center of gravity from force platform data. *Journal of Biomechanics*, 17: 53-60.

Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N.L. et Gruber, W. (1997). Predicting the probability of falls in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 77: 812-819.

Sinclair, A.J. et Nayak, U.S.L. (1990). Age-related changes in postural sway. *Comprehensive Therapy*, 16: 44-48.

Slobounov, S.M. et Newell, K.M. (1994). Postural dynamics as a function of skill level and task constraints. *Gait and Posture*, 2: 85-93.

Smith, J.W. (1957). The forces operating at the human ankle joint during standing. *Journal of Anatomy*, 91: 545-564.

Soames, R.W. et Atha, J. (1980). The validity of physique-based inverted pendulum models of postural sway behaviour. *Annals of Human Biology*, 7: 145-153.

Soames, R.W. et Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. *European Journal of Applied Physiology*, 49: 169-177.

Soames, R.W., Atha, J. et Harding, R.H. (1976). Temporal changes in the pattern of sway as reflected in power spectral density analysis. *Agressologie*, 17: 15-20.

Sorensen, K.L., Hollands, M.A. et Patla, A.E. (2002). The effects of human ankle muscle vibration on posture and balance during adaptative locomotion. *Experimental Brain Research*, 143: 24-34.

Spaepen, A.J., Peeraer, L. et Willems, E.J. (1979a). Center of gravity and center of pressure in stabilometric studies: a comparison with film analysis. *Agressologie*, 20-B : 117-118.

Spaepen, A.J., Portuin, J.M. et Willems, E.J. (1979b). Comparison of the movements of the center of gravity and of the center of pressure in stabilometric studies. Comparison with Fourier analysis. *Agressologie*, 20B, 115-116.

Spaepen, A.J., Vranken, M. et Willems, E.J. (1977). Comparison of the movements of the center of gravity and of the center of pressure in stabilometric studies. *Agressologie*, 18: 109-13.

Statistique Canada (2001). [www.statcan.ca/francais/Pgdb/demo10a\\_f.html](http://www.statcan.ca/francais/Pgdb/demo10a_f.html).

Statistique Canada (2002). *Profil de la population canadienne selon l'âge et le sexe : le Canada vieillit*. Catalogue : 96F0030XIF2001002.

Tagushi, K., Iijima, M. et Suzuki, T. (1978). Computer calculation of movement of body's center of gravity. *Acta Otolaryngologica*, 85: 420-425.

Tanaka, T., Tadeka, H., Izumi, T., Ino, S. et Ifukube, T. (2001). Effects of the location of the center of gravity and the foot pressure contribution to standing balance associated with ageing. *Ergonomics*, 42: 997-1010.

Teasdale, N. et Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait and Posture*, 14: 203-210

Tinetti, M.E. (1986). Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*, 34: 119-126.

Tinetti, M.E. et Williams, C.S. (1998). The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 53A: M112-M119.

Tinetti, M.E., Williams, C.S. et Mayewski, R. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *American Journal of Medicine*, 80: 429-434.

Tinetti, M.E., Speechley, M. et Ginter, S.F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England Journal of Medicine*, 319: 1701-1707.

Thirunarayan, M.A., Kerrigan, D.C., Rabuffetti, M., Croce, U.D. et Saini, M. (1996). Comparison of three methods for estimating vertical displacement of center of mass during level walking in patients. *Gait and Posture*, 4: 306-314.

Tobis, J.S., Reinsch, S., Swanson, J.M., Byrd, M. et Scharf, T. (1985). Visual perception dominance of fallers among community-dwelling older adults. *Journal of American Geriatric Society*, 33: 330-3.

Valk, G.D., Nauta, J.J., Strijers, R.L. et Bertelsmann, F.W. (1992). Clinical examination versus neurophysiological examination in the diagnosis of diabetic polyneuropathy. *Diabetic Medicine*, 9: 716-21.

Valk-Fai, T. (1993). Analysis of the dynamical behaviour of the body whilst 'standing still'. *Agressologie*, 14C: 21-25.

Vaughan, C.L. (1992). *Dynamics of human gait*. Champaign: Human Kinetics.

Vedel, J.P. et Roll, J.P. (1982). Response to pressure and vibration of slowly adapting cutaneous mechanoreceptors in the human foot. *Neuroscience Letters*, 34: 289-294.

Vellas, B.J., Cayla, F., Bocquet, H.F. et Albarede, J.L. (1993). Prospective study of activity in old people after falls. *Age and Ageing*, 16: 189-193.

Vuillerme, N., Danion, F., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, J.M., Wiese, I. et Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*, 303: 83-86.

Walker, J.E. et Howland, J. (1991). Falls and fear of falling among elderly persons living in the community: Occupational therapy interventions. *American Journal of Occupational Therapy*, 45: 119-122.

Weiner, E.A. et Stewart, B.J. (1984). *Assessing individuals*. Boston (MA): Little Brown.

Williams, H.G., McClenaghan, B.A. et Dickerson, J. (1997). Spectral characteristics of postural control in elderly individuals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78: 737-744.

Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York ; Toronto : Wiley.

Winter, D.A. (1995). *Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking*. Waterloo Biomechanics; Waterloo, Ontario.

Winter, D.A. et Patla, A.E. (1997). *Signal processing and linear systems for the movement sciences*. Waterloo Biomechanics: Waterloo, Ontario.

Winter, D.A., Prince, F., Frank, J.S., Powell , C. et Zabjek, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 75: 2334-2343.

Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M. et Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80: 1211-1221.

Winter, D.A., Prince, F. et Patla, A. (1996). Interpretation of COM and COP balance control during quiet standing. *Gait and Posture*, 4: 174-175.

Woollacott, M.H. et Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span - a systems approach. *Physical Therapy*, 70: 799-807.

Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A. et Nashner, L.M. (1986). Aging and posture control : changes in sensory organization and muscular coordination. *International Journal of Aging Development*, 23: 97-114.

Woollacott, M., Inglis, B. et Manchester, D. (1988). Response preparation and posture control. Neuromuscular changes in the older adult. *Annals of N.Y. Academy Sciences*, 515: 42-53.

Wu, G., Zhao, G., Zhou, X. et Wei, L. (2002). Improvement of isokinetic knee extensor strength and reduction of postural sway in the elderly from long-term Tai Chi exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83: 1364-9.

Yamamoto, R., Kinoshita, T., Momoki, T., Arai, T., Okamura, A., Hirao, K. et Sekihara, H. (2001). Postural sway and diabetic peripheral neuropathy. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 52: 213-221

Yang, J.F., Winter, D.A. et Wells, R.P. (1990). Postural dynamics in the standing human. *Biological Cybernetics*, 62: 309-320.

Yeadon, M.R. (1990). The simulation of aerial movement- III. The determination of the angular momentum of the human body. *Journal of Biomechanics*, 23: 67-74.

Yeadon, M.R. et Morlock, M. (1989). The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 22: 683-89

Yoneda, S. et Tokumasu, K. (1986). Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease. *Acta Otolaryngologica*, 102: 87-92.

Zatsiorsky, V.M. (2002). *Kinetics of Human Motion*. Champaign: Human Kinetics.

Zatsiorsky, V.M. et Duarte, M. (1999). Instant equilibrium point and its migration in standing tasks : rambling and trembling components of the stabilogram. *Motor Control*, 3: 28-38.

Zarsiorsky, V.M. et Duarte, M. (2000). Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control*, 4 : 185-200.

Zatsiorsky, V.M. et King, D.L. (1998). An algorithm for determining gravity line location from posturographic recording. *Journal of Biomechanics*. 31: 161-164.

Zatsiorsky, V.M. et Seluyanov, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. In Biomechanics VIII-B. Matsui, H. et Kobayashi, K. (Eds). Human Kinetics. Illinois: Champaign, 1153-1159.

Zatsiorsky, V.M. et Seluyanov, V. (1985). *Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations*. In Biomechanics IX-B. Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C. et Patla, A.E. (Eds). Human Kinetics. Illinois: Champaign, 233-239.

Zatsiorsky, V.M., Seluyanov, V. et Chugunova, L.G. (1990a). *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments*. In Contemporary problems of biomechanics. Chernyi, G.G. et Regirer, S.A. (Eds). CRC Press, Massachusetts, 272-291.

Zatsiorsky, V., Selyuanov, V. et Chugunova, L. (1990b). *In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method*. In Proceedings of the Study Institute and Conference on Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics. Worthington, Ohio Bertec Corporation.

**DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION  
DANS UNE THÈSE DE DOCTORAT**

**1. Identification de l'étudiant et du programme**

Danik Lafond

Ph.D. Kinésiologie (biomécanique)

**2. Description de l'article**

Auteurs : Danik Lafond, François Prince

Titre : Extended adjustments of Zatsiorsky-Seluyanov's mass inertia parameters

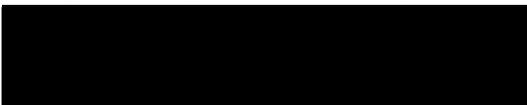
Soumis: *Gait and Posture*, le 19 Septembre 2002.

**3. Déclarations de tous les coauteurs autres que l'étudiant**

À titre de co-auteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Danik Lafond inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique à l'aide d'une plate-forme de force ».

François Prince

(Coauteur)



(Signature)

14 jan 2003

(Date)

**DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION  
DANS UNE THÈSE DE DOCTORAT**

**1. Identification de l'étudiant et du programme**

Danik Lafond

Ph.D. Kinésiologie (biomécanique)

**2. Description de l'article**

Auteurs : Danik Lafond, Marcos Duarte, François Prince

Titre : Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment.

Soumis: *Journal of Biomechanics*, 15 octobre 2002.

**3. Déclarations de tous les coauteurs autres que l'étudiant**

À titre de co-auteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Danik Lafond inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique à l'aide d'une plateforme de force ».

Marcos Duarte

(Coauteur)

(Signature)

1/14/03

(Date)

François Prince

(Coauteur)

(Signature)

1/14/03

(Date)

**DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION  
DANS UNE THÈSE DE DOCTORAT**

**1. Identification de l'étudiant et du programme**

Danik Lafond

Ph.D. Kinésiologie (biomécanique)

**2. Description de l'article**

Auteurs : Danik Lafond, Marcos Duarte, Hélène Corriveau, François Prince

Titre : Patterns analysis of the center of pressure displacement during quiet standing  
in healthy elderly and neurologically impaired subjects.

.Soumis: *Clinical Biomechanics*, 25 août 2002.

**3. Déclarations de tous les coauteurs autres que l'étudiant**

À titre de co-auteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Danik Lafond inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-stationnaire à l'aide d'une plate-forme de force ».

Marcos Duarte  
(Coauteur)



1/14/03  
(Date)

**DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION  
DANS UNE THÈSE DE DOCTORAT**

**1. Identification de l'étudiant et du programme**

Danik Lafond

Ph.D. Kinésiologie (biomécanique)

**2. Description de l'article**

Auteurs : Danik Lafond, Marcos Duarte, Hélène Corriveau, François Prince

Titre : Patterns analysis of the center of pressure displacement during quiet standing  
in healthy elderly and neurologically impaired subjects.

.Soumis: *Clinical Biomechanics*, 25 août 2002.

**3. Déclarations de tous les coauteurs autres que l'étudiant**

À titre de co-auteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Danik Lafond inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique à l'aide d'une plate-forme de force ».

Hélène Corriveau

(Coauteur)

(Signature)

(Date)

François Prince

(Coauteur)

(Signature)

(Date)

## DÉCLARATION DES CO-AUTEURS D'UN ARTICLE POUR INSERTION DANS UNE THÈSE DE DOCTORAT

### 1. Identification de l'étudiant et du programme

Danik Lafond

Ph.D. Kinésiologie (biomécanique)

### 2. Description de l'article

Auteurs : Danik Lafond, Hélène Corriveau, Réjean Hébert, François Prince

Titre : Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness  
in healthy elderly.

Soumis: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 28 Août 2002.

### 3. Déclarations de tous les coauteurs autres que l'étudiant

À titre de co-auteur de l'article identifié ci-dessus, je suis d'accord pour que Danik Lafond inclut cet article dans sa thèse de doctorat, qui a pour titre : « Contribution à l'évaluation de l'équilibre quasi-statique à l'aide d'une plate-forme de force ».

Hélène Corriveau

(Coauteur)

(Signature)

16-01-03

(Date)

Réjean Hébert

(Coauteur)

(Signature)

16-01-03

(Date)

François Prince

(Coauteur)

(Signature)

17-01-03

(Date)

