

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
FACULTÉ D'ÉDUCATION PHYSIQUE ET SPORTIVE
DÉPARTEMENT DE KINANTHROPOLOGIE

Prévention des chutes: effet d'un programme d'entraînement neuromoteur
multisensoriel sur le contrôle postural chez les personnes âgées de 75 ans et plus
à risque de chutes et vivant à domicile

Souad Saïb

Juillet 2000



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

Our file *Notre référence*

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-62110-3

Canada

PRÉVENTION DES CHUTES:

EFFET D'UN PROGRAMME D'ENTRAÎNEMENT
NEUROMOTEUR MULTISENSORIEL SUR LE
CONTRÔLE POSTURAL CHEZ LES PERSONNES
ÂGÉES DE 75 ANS ET PLUS À RISQUE DE
CHUTES ET VIVANT À DOMICILE

SOUAD SAÏB

DÉDICACE

Nous sommes redevables à nos chers parents, dont l'effort de toute une vie et le dévouement ont servi à nous édifier.

J'offre ce texte à la mémoire de mon père, Boubker. Sa sagesse, sa confiance et son ouverture d'esprit ont marqué chaque étape de mon éducation, contribuant de façon inestimable à la poursuite de mon idéal.

Je dédie ce mémoire à ma mère, M'Baraka. Son amour inconditionnel traversant l'océan vient me caresser le cœur à chaque communication téléphonique et m'encourage à continuer.

Je suis reconnaissante à mon fils, Ismaël, qui a été un enfant exemplaire, subissant bien des fois la pénible loi du silence sans toujours en comprendre la signification, surtout à la fin de ce travail. Il trouvait toujours les mots magiques pour me réconforter et me rendre le sourire.

Je dédicace ce travail à mon fidèle compagnon, A. Sakri, qui a dû, par la force des événements, être étroitement associé à l'achèvement de ce travail. Sa persévérance, sa confiance et son soutien constant m'ont permis de parcourir les dernières longueurs de cet itinéraire.

À vous, je dédie le présent ouvrage et je vous confie que le parcours a été long et pénible et que j'ai eu à saisir la justesse du proverbe suivant : « Le difficile prend du temps, l'impossible toujours un peu plus ».

REMERCIEMENTS

Plusieurs personnes et de nombreux événements ont marqué les différentes étapes de la recherche et de la rédaction de ce mémoire. Je désire exprimer ma reconnaissance à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué au succès de cette entreprise.

D'abord, cette gratitude s'adresse au professeur René Therrien pour son intérêt, son expertise, sa lecture attentive des différentes parties de ce document, ses conseils judicieux et ses qualités humaines. Malgré les difficultés rencontrées, j'ai senti sa confiance tout au long de ce projet, où il m'a éclairée dans mon cheminement.

Mes remerciements vont aussi aux autres membres de mon comité de mémoire, dont :

- François Prince, pour m'avoir ouvert les portes de son laboratoire de posture et de locomotion. Ses apprentissages de la posture et ses critiques constructives ont largement contribué à l'évolution de cette étude.

- Réjean Hébert, pour ses conseils judicieux qui ont soutenu ma démarche. Je lui sais gré d'avoir fourni des commentaires pertinents pour la correction de mon document.

Je tiens également à remercier les personnes suivantes :

- Jacques Vanden Abeele, qui est doté des qualités d'un grand formateur. Il m'a permis de comprendre les principaux fondements scientifiques de la neurodynamique sur lesquels ont été bâtis le programme d'entraînement neuromoteur et l'approche utilisée dans l'intervention de cette étude.

- Pierre Côté, pour son aide, sa grande disponibilité, sa rigueur hors du commun et son soutien constant, qui m'ont permis l'apprentissage de multiples logiciels, principalement Top Draw, lequel a été employé dans l'élaboration de certaines figures complexes de ce document.

- Claire Trempe, une amie de longue date, qui a grandement contribué à alimenter mes réflexions sur l'intervention auprès des personnes âgées et à élaborer le programme d'entraînement.

- Marcel Rivard, physiothérapeute à l'hôpital d'Youville de Sherbrooke, pour son assistance, sa bienveillance et ses remarques constructives tout au long de l'intervention.

- Lise Trottier, pour l'aide précieuse apportée à l'exploitation du logiciel SPSS, un outil indispensable à l'analyse statistique des résultats de cette étude.

- Francine Therrien, l'amie confidente à qui j'ai infligé mes théories et mes applications de neuromotricité, pour sa compréhension et son soutien assidu.

- Les membres du laboratoire de posture et de locomotion, principalement Michel Raïche, Assane Niang et Karl Zabjek, pour l'aide et le soutien techniques lors des évaluations et des traitements de données.

Je tiens à dire un merci bien spécial à Huguette Goudreau Therrien, pour m'avoir accueillie et m'avoir permis d'envahir son foyer. J'ai trouvé en elle une mère bienveillante et une conseillère. Elle a toujours trouvé les mots qu'il fallait au moment opportun pour me reconforter et m'éclairer dans mon cheminement personnel.

Je veux remercier la direction du Centre de recherche en gériatrie et en gérontologie, pour m'avoir permis de greffer ma recherche au mégaprojet sur la prévention de la perte d'autonomie chez les aînés. J'ai pu vivre une expérience extraordinaire et enrichissante.

À tous les sujets qui ont participé avec enthousiasme à cette étude, je leur dis merci. Beau temps, mauvais temps, ils ont été fidèles à nos rendez-vous deux fois par semaine, et ce, pendant trois mois. Leurs témoignages sont précieux et font avancer les connaissances dans le domaine de l'intervention.

Finalement, merci mon Dieu, parce que tu me consoles, tu me soutiens et tu me réjouis.

RÉSUMÉ

Au Québec, les chutes accidentelles représentent 45% de la mortalité par traumatisme chez la population âgée. L'habileté à maintenir un contrôle postural efficace est critique pour réussir l'exécution de toutes les activités quotidiennes. Chez les aînés âgés de 75 ans et plus, 36% des chutes sont associées à un problème d'équilibre. Devant ces faits, face à l'augmentation progressive de la population âgée (20% en l'an 2031), de même que devant la grande consommation de services sociaux et de santé (près de 50% des coûts), un entraînement neuromoteur multisensoriel pouvant intervenir positivement dans la prévention des chutes revêt une importance capitale.

Le programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel faisant l'objet de la présente étude est basé sur les données scientifiques récentes sur l'organisation du système nerveux et du contrôle neuromoteur selon la perspective des systèmes dynamiques. Par une approche systémique, le programme vise à rehausser la capacité du SNC à adapter les entrées sensorielles et cibler rapidement l'information pertinente pour générer la synergie musculaire appropriée à la tâche et à l'environnement. Les séances, variées et actives, font appel à la motricité globale. Elles comprennent des situations sollicitant des prédominances sensorielles différentes et des conditions de conflits intersensoriels nécessitant des ajustements posturaux.

Des sujets âgés de 75 ans et plus ont été assignés de façon aléatoire à un groupe expérimental (12) soumis à un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel pendant trois mois et à un groupe témoin (12). Les deux groupes ont été soumis, au début et à la fin de l'étude, à deux types d'évaluation : Un test clinique (Tinetti) basé sur des activités quotidiennes et une évaluation biomécanique du contrôle postural en station bipède basée sur la mesure des oscillations de la posture (COM) et du maintien de l'équilibre de la posture (COP) dans l'axe A/P et/ou M/L selon la configuration des pieds au sol.

Les résultats de l'intervention ont permis de démontrer la possibilité de récupération fonctionnelle des mécanismes mis en jeu dans l'équilibration et la stabilisation du corps malgré l'âge avancé des sujets de l'étude (moyenne de 81 ans). Les résultats significatifs obtenus démontrent qu'un entraînement basé sur des fondements scientifiques de neurosciences ouvre une voie à la récupération de certaines fonctions motrices apparemment perdues. La vision du vieillissement a donc avantage à s'ajuster à cette ouverture offerte par la neurodynamique de la motricité humaine.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	ii
REMERCIEMENTS	iii
RÉSUME	v
TABLE DES MATIÈRES.....	vi
LISTE DES FIGURES	ix
LISTE DES TABLEAUX	xi
LISTE DES ANNEXES.....	xii
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS.....	5
2.1 Les chutes.....	5
2.1.1 Incidence des chutes dans différents milieux.....	5
2.1.2 Épidémiologie.....	6
2.1.3 Conséquences des chutes.....	8
2.1.4 Étiologie ou facteurs de risque de chutes	8
2.2 L'organisation neurodynamique dans le contrôle postural: Fondements scientifiques.....	12
2.2.1 Organisation du corps humain et de la motricité humaine.....	12
2.2.2 Organisation de la posture et du contrôle postural.....	13
2.2.3 Organisation du système nerveux et du contrôle neuromoteur	14
2.2.4 Organisation des systèmes sensoriels.....	16
2.2.5 La robotique actuelle se base sur l'organisation du SN.....	21
2.3 Le vieillissement	22
2.3.1 Le système visuel.....	25
2.3.2 Le système somatosensoriel	25
2.3.3 Le système vestibulaire	26
2.3.4 Le système musculosquelettique.....	27
2.3.5 Le système nerveux central :	27
2.4 Méthodes d'évaluation du contrôle de l'équilibre.....	28
2.4.1 L'évaluation clinique du contrôle postural.....	28
2.4.1.1 Les différentes batteries utilisées dans l'évaluation.....	29
2.4.1.2 Élaboration et développement du Test de Tinetti	30
2.4.2 L'évaluation biomécanique.....	33
2.4.2.1 Les oscillations posturales en fonction de l'âge et du risque de chutes	33
2.4.2.2 Mesure de la stabilité posturale	34

2.4.2.3 Le contrôle de la stabilité posturale	36
2.4.2.4 La relation entre le COP et le COM.....	36
2.4.2.5 L'activité asymétrique des deux jambes dans le contrôle postural.....	40
2.4.2.6 Configuration des pieds et stratégies utilisées.....	43
2.4.2.7 Les paramètres spécifiques au Test biomécanique.....	45
2.5 Méthodes d'entraînement recensées	47
2.6 Problématique.....	54
2.6.1 L'approche visée dans l'intervention est systémique.....	54
2.6.2 Objectifs de l'étude.....	55
2.6.3 Hypothèses de recherche	57
2.7 Importance de l'étude	59
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE	60
3.1 Recrutement des sujets	60
3.2 Le schéma expérimental prévu :.....	61
3.3 Déroulement et progression des séances.....	62
3.3.1 Échauffement	62
3.3.2 Entraînement neuromoteur.....	62
3.3.3 Le retour au calme.....	65
3.3.4 Caractéristiques du programme :.....	66
3.4 Techniques de mesure	67
3.4.1 Test de démarche et d'équilibre de Tinetti.....	67
3.4.2 Test biomécanique de la posture dans la station debout.....	67
3.4.2.1 Les paramètres spécifiques au Test biomécanique.....	68
3.4.2.2 Instruments de mesure.....	69
3.5 Procédures.....	70
3.6 Traitement des données	72
3.7 Traitement statistique.....	73
3.8 Calcul de la taille de l'échantillon	73
3.9 Limites méthodologiques de l'étude	74
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS	75
4.1 Description et caractéristiques de l'échantillon expérimental.....	77
4.2 Comparaison des groupes au début de l'étude.....	81
4.2.1 Test clinique de Tinetti	81
4.2.2 Test biomécanique du contrôle postural.....	82
4.3 Effet du programme	84
4.3.1 Test clinique de Tinetti	84
4.3.2. Test biomécanique du contrôle postural en station bipède	87

4.3.2.1 Test biomécanique dans la condition yeux ouverts en A/P	87
4.3.2.2 Test biomécanique dans la condition yeux fermés en A/P:	90
4.3.2.3 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en A/P	92
4.3.2.4 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en M/L.....	95
4.4 Effet temps	97
4.4.1 Comparaison intergroupes au post test	97
4.4.2 Comparaison intra-groupes au post test.....	101
4.4.2.1 Test de Tinetti:.....	101
4.4.2.2 Test biomécanique dans la condition yeux ouverts en A/P	103
4.4.2.3 Test biomécanique dans la condition yeux fermés en A/P	105
4.4.2.4 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en A/P	107
4.4.2.5 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en M/L.....	109
CHAPITRE 5 : DISCUSSION	112
5.1 Test clinique de Tinetti.....	113
5.1.1 Test clinique de Tinetti: effet temps.....	113
5.1.2 Test clinique de Tinetti: effet programme	114
5.2 Test biomécanique du contrôle postural en station bipède.....	116
5.2.1 Condition pieds côte à côte, yeux ouverts en A/P: effet temps	118
5.2.2 Condition pieds côte à côte, yeux ouverts en A/P: effet programme	120
5.2.3 Condition pieds côte à côte, yeux fermés en A/P: effet temps	121
5.2.4 Condition pieds côte à côte, yeux fermés en A/P: effet programme.....	124
5.2.5 Condition pieds à 45°, yeux ouverts: effet temps.....	126
5.2.6 Condition pieds à 45°, yeux ouverts: effet programme	130
5.3 Effets secondaires du programme	132
5.4 Pertinence de l'approche préconisée.....	134
5.5 Limites de l'étude	137
CHAPITRE 6 : CONCLUSION.....	138
6.1 Applications pédagogiques	141
6.2 Recommandations	142
BIBLIOGRAPHIE.....	145
ANNEXES	162

LISTE DES FIGURES

Figure 2.1	Les facteurs de risques de chutes.....	11
Figure 2.2	Interaction des trois systèmes importants dans le contrôle postural.....	19
Figure 2.3	Modèle de la différence entre le COM (W) et le COP (R).....	37
Figure 2.4	Oscillation du COP autour du COM pour garder ce dernier en équilibre.....	39
Figure 2.5	Les oscillations en anti-phases lors du chargement / déchargement dans la direction M/L.....	42
Figure 2.6	Configuration des pieds et stratégies utilisées.....	44
Figure 3.1	Progression des dominantes du programme d'entraînement multisensoriel.....	63
Figure 3.2	Progression de l'intégration des informations somatosensorielles.....	65
Figure 3.3	La station expérimentale.....	70
Figure 3.4	Appareillage de sujet pour le test de posture.....	71
Figure 4.1	Schéma illustrant les éléments de la boîte de distribution de la variable étudiée.....	76
Figure 4.2	Organigramme des différents passages des sujets à travers l'étude.....	78
Figure 4.3	Équivalence des deux groupes sur les variables âge et masse.....	81
Figure 4.4	Test clinique de Tinetti de démarche et équilibre: effet programme.....	86
Figure 4.5	Test biomécanique, condition pieds côte à côte yeux ouverts: Effet programme.....	89
Figure 4.6	Test biomécanique, condition pieds côte à côte yeux fermés: Effet programme.....	92
Figure 4.7	Test biomécanique, condition pieds à 45° en A/P: Effet programme.....	94
Figure 4.8	Test biomécanique, condition pieds à 45° en M/L: Effet programme.....	96
Figure 4.9	Test clinique de Tinetti: Groupe expérimental, effet temps.....	102

Figure 4.10	Test clinique de Tinetti: Groupe témoin. effet temps.....	103
Figure 4.11	Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P, yeux ouverts: Groupe expérimental. effet temps	104
Figure 4.12	Test biomécanique. condition pieds côte à côte en A/P, yeux ouverts: Groupe témoin. effet temps	105
Figure 4.13	Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P. yeux fermés: groupe expérimental. effet temps	106
Figure 4.14	Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P, yeux fermés: groupe témoin, effet temps.....	107
Figure 4.15	Test biomécanique, condition pieds à 45° en A/P: groupe expérimental, effet temps	108
Figure 4.16	Test biomécanique, condition pieds à 45° en A/P: groupe témoin, effet temps.....	109
Figure 4.17	Test biomécanique, condition pieds à 45° en M/L: groupe expérimental, effet temps	110
Figure 4.18	Test biomécanique, condition pieds à 45° en M/L: groupe témoin, effet temps.....	111

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1	Incidence des chutes dans différentes situations : synthèse	7
Tableau 2.2	Comparaison d'études randomisées portant sur l'entraînement de l'équilibre chez les aînés sains.	51
Tableau 2.3	Différents types d'interventions chez les personnes âgées à risque de chutes: études randomisées avec suivi.	53
Tableau 4.1	Comparaison entre les deux groupes au début de l'étude sur les variables âge et masse	80
Tableau 4.2	Test clinique de Tinetti: Vérification de l'équivalence des deux groupes au début de l'étude	82
Tableau 4.3	Test biomécanique: Vérification de l'équivalence des deux groupes au début de l'étude	83
Tableau 4.4	Test clinique de Tinetti: Comparaison des deux groupes sur l'effet programme	86
Tableau 4.5	Test biomécanique, pieds côte à côte en A/P: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans la condition yeux ouverts	89
Tableau 4.6	Test biomécanique, pieds côte à côte en A/P: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans la condition yeux fermés	91
Tableau 4.7	Test biomécanique, pieds à 45° yeux ouverts: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans l'axe A/P	94
Tableau 4.8	Test biomécanique, pieds à 45° yeux ouverts: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans l'axe M/L	96
Tableau 4.9	Test clinique de Tinetti: Comparaison entre les groupes à la fin de l'étude	97
Tableau 4.10	Test biomécanique: Comparaison entre les deux groupes à la fin de l'étude	100

LISTE DES ANNEXES

- Annexe A: Formulaire de consentement
- Annexe B: Test clinique de Tinetti: démarche et équilibre
- Annexe C: Procédures et instructions du test clinique de Tinetti
- Annexe D: Résultats individuels du test clinique de Tinetti et du test biomécanique du
 contrôle postural
- Annexe E: Approbation du comité d'éthique de la recherche

CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Les chutes chez les personnes âgées constituent l'exemple typique d'une nouvelle problématique reliée à l'avancement en l'âge, laquelle s'est développée avec l'augmentation de la longévité. Elles apparaissent comme un facteur qui aggrave et accélère les effets de l'âge (Vellas, Cayla, Bocquet, Pemille & Albarede (1987). Un des principaux sujets de préoccupation des services de santé est la grande fréquence des chutes chez les personnes âgées. Au Québec, les chutes accidentelles représentent 45% de la mortalité par traumatisme chez la population âgée (Tremblay, 1991). En effet, près d'un tiers des aînés âgés de 75 ans et plus tombe au moins une fois durant l'année, et 6% de ces chutes résultent en des fractures (Tinetti, Speechley & Ginter, 1988). De plus, les chutes répétitives causent la perte d'autonomie fonctionnelle, ce qui par conséquent limite les possibilités de maintien à domicile et entraîne l'institutionnalisation (Rodstein, 1964; Smallegan, 1983; Robenstein, Robbins, Schulman, Rosado, Osterweil & Josephson, 1988; Allard, 1987). De nombreuses études épidémiologiques rapportent que le taux de chutes augmente avec l'âge pour atteindre 45% à l'âge de 75 ans et qu'il est deux fois plus grand chez les femmes que chez les hommes.

Le comportement moteur émerge des interactions entre l'être humain avec ses contraintes internes et le milieu extérieur qui impose ses contraintes externes (Higgins, 1985). Cependant, il y a un consensus général à l'effet que les chutes résultent probablement de l'interaction complexe entre les facteurs intrinsèques (âge, sexe, santé en général et fonctionnelle, comportement et activités) et les facteurs extrinsèques en relation avec l'environnement entourant la personne (O'Loughlin, Robitaille, Boivin et Suissa, 1993). Il semble que les causes intrinsèques de chutes chez les aînés âgés de 75 ans et plus soient plus importantes que celles dues à l'environnement, alors que 36% de ces chutes résultent d'un ou plusieurs facteurs associés au contrôle de l'équilibre. Une étude-pilote, dans le même méga-projet auquel est greffée la présente étude, faite sur la population de l'Estrie et portant sur l'évaluation des effets d'un programme de prévention de la perte d'autonomie des aînés de 75 ans

et plus vivant à domicile (Robichaud, Hébert, Roy, Roy & Bravo, 1994), a montré que le problème d'équilibre et de démarche reste l'un des plus importants facteurs de risque de perte d'autonomie.

Les personnes jeunes comme les personnes âgées se trouvent souvent dans des situations de perte d'équilibre, la différence étant que ces dernières sont moins capables de corriger ce déséquilibre au bon moment. De plus, par la restriction des activités qu'elles entraînent, les chutes vont être responsables de la détérioration progressive du contrôle postural et vont souvent mener à la perte d'autonomie. Les problèmes associés aux troubles du contrôle postural ne sont pas dûs seulement au vieillissement mais aussi à d'autres facteurs pathologiques. En effet, les systèmes nerveux et musculosquelettique, les plus importants dans le contrôle postural, vieillissent avec l'avancement de l'âge. En situation normale, ces systèmes gardent un certain potentiel de fonctionnement, mais l'avènement de certaines pathologies réduit leur marge de manoeuvre et accélère ainsi leur processus de dégénérescence. Un contrôle postural adéquat consiste en l'habileté à sélectionner la réponse appropriée (au niveau du système nerveux central) aux perturbations détectées par les systèmes sensoriels (visuel, vestibulaire et somatosensoriel) et à exécuter rapidement et efficacement (système musculosquelettique) les ajustements nécessaires. L'habileté à maintenir un contrôle postural efficace est critique pour réussir l'exécution de toutes les activités quotidiennes chez les personnes âgées (Alexander, 1994).

Devant ces faits, et face à l'augmentation progressive de la population âgée et à la grande consommation de service de santé et des services sociaux (près de 50% des coûts), il devient important de développer un programme d'entraînement à l'équilibre et à la démarche pouvant intervenir positivement dans la prévention des chutes et qui, pour un maximum d'efficacité, doit prendre place avant que le processus de perte d'autonomie ne soit trop avancé.

Nombreuses sont les interventions dans les services de santé québécois visant à prévenir les chutes chez les aînés (Charest & Maltais, 1994). Cependant, les médicaments et l'aseptisation de

l'environnement se sont avérés insuffisants pour permettre la récupération fonctionnelle de l'équilibre. Certaines autres investigations ont tenté de déterminer les méthodes d'entraînement efficaces pour améliorer l'équilibre debout ou la stabilité posturale chez les personnes âgées. La littérature rapporte que les programmes traditionnels d'entraînement incluant des mouvements de la totalité du corps ne montrent pas d'effets, alors que les programmes d'entraînement, dits multisensoriels, basés sur des techniques spécifiques qui visent à améliorer les aspects de la fonction musculaire, de la fonction vestibulaire, de la fonction cortico-centrale supérieure rapportent une amélioration dans la performance de l'équilibre, entre autres, chez les sujets entraînés (Hu & Woollacott, 1994). Cependant, l'approche utilisée dans ces interventions se limite à des répétitions d'exercices exécutés en statomoteur sans tenir compte des capacités des sujets et de leur interaction avec l'environnement, il devient donc urgent de développer une approche qui permet une récupération fonctionnelle rapide des mécanismes intervenant dans le contrôle postural et ayant des répercussions importantes dans la vie quotidienne.

Les conceptions actuelles en neurosciences sur l'organisation du SN et du contrôle neuromoteur permettent des ouvertures quant à l'approche à utiliser dans l'intervention chez les personnes âgées à risque de chutes. Les données scientifiques récentes offrent des possibilités de récupérer le bon fonctionnement des mécanismes qui interviennent dans la posture et le maintien de l'équilibre de cette posture.

Dans cette étude, le programme d'entraînement est basé sur des actions motrices de la vie quotidienne et sollicitant une interaction progressive entre les systèmes sensoriels. Ce programme est dispensé en groupe (facteur de motivation) et supervisé sur une période de trois mois. Les personnes visées sont âgées de 75 ans et plus, à risque de chutes et en perte d'autonomie. L'intervention est basée sur la mise en situation de ces personnes en respectant leurs capacités physiques et motrices, et

tient compte de leur interaction avec l'environnement. Une personne mise dans une situation avec différents stimuli est capable de faire une combinatoire de ses ressources musculaires, ergonomiques et neuroniques dans le but de créer un système d'action dynamique. La personne peut alors réaliser la tâche demandée sans que lui soit imposé le comment faire, d'où l'incitation à créer sa propre stratégie motrice.

Afin de mieux cerner les éléments pertinents en relation avec la problématique de cette étude, une suite logique a été établie dans le chapitre de la recension des écrits comprenant: (a) les chutes, (b) les fondements scientifiques de l'organisation neurodynamique dans le contrôle postural, (c) le vieillissement, (d) les méthodes d'évaluation du contrôle de l'équilibre et (e) les méthodes d'entraînement recensées.

CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

Le vieillissement des populations dans les pays industrialisés, clairement mis en évidence par des études démographiques récentes, est une conséquence directe de la réduction marquée du taux de natalité et de l'augmentation de l'espérance de vie. À 65 ans, l'espérance de vie est de 14 ans pour un homme, et de 18,5 ans pour une femme avec 6 et 10 années respectivement vécues en restriction d'activités (Blanchet, 1985).

Au cours des dix dernières années, la santé des personnes âgées a suscité un intérêt particulier. Cette population âgée augmente progressivement : de 10,9% en 1990, elle atteindra 20% en l'an 2031 selon les prévisions québécoises (Rochon, 1990). On estime aujourd'hui à plus de 40% la part de la consommation des services de santé et des services sociaux par les aînés, ce qui dépasse largement leur proportion démographique.

2.1 Les chutes

2.1.1 Incidence des chutes dans différents milieux

Les chutes constituent un problème majeur chez les aînés. Elles constituent même la première cause de décès accidentel. Chez les personnes âgées de 75 ans et plus, elles sont la cause des 2/3 des décès accidentels (Azar & Lawton, 1964; Manchester, Woollacott, Hylton & Marin, 1989). Au Québec, les chutes accidentelles représentent 45% de la mortalité par traumatisme chez la population âgée (Tremblay, 1991). Une personne âgée sur trois vivant en milieu communautaire (domicile) tombe au moins une fois par année (Tinetti & Speechley, 1989; Tideiksaar, 1987; Perry, 1982) et 47% entre elles ne sont pas capables de se relever sans aide après une seule chute (Tinetti, Wen-Liang & Claus (1993). Plus de 85% de ces chutes sont rapportées par des personnes vivants seules (Tideiksaar, 1987). Les chutes répétitives causent la perte d'autonomie fonctionnelle, ce qui par conséquent limite les possibilités de maintien à domicile et entraîne l'institutionnalisation (Rodstein, 1964; Smallegan, 1983; Robenstein et al., 1988; Allard, 1987). Parmi les personnes âgées vivant en

institution. 10% à 25% d'entre elles ont de sérieux problèmes de chutes chaque année (Robenstein et al., 1988). Le tableau 2.1, adapté de Robenstein et al. (1988), présente une synthèse des études épidémiologiques sur les chutes chez les aînés dans différents contextes (domicile, institution, hôpital) et fait état de taux de chutes très variables. Le taux le plus bas (0.2 à 0.6 par personne annuellement) est rapporté parmi la population vivant à domicile, contrairement à la population institutionnalisée depuis longtemps, laquelle présente le taux le plus élevé (0.6 à 3.6 par lit annuellement, moyenne de 1.7). La population hospitalisée a un taux intermédiaire de 0.6 à 2.9 par lit annuellement.

2.1.2 Épidémiologie

La première étude sur les chutes recensée est celle de Sheldon en 1948, dans une étude menée en Angleterre, dans laquelle il a démontré que les personnes âgées de 70 ans et plus étaient davantage susceptibles de faire des chutes et que deux fois plus de femmes chutent par rapport aux hommes (43% chez les femmes et 21% chez les hommes). D'autres auteurs rapportent aussi des taux de chutes chez les femmes souvent deux fois plus grands que chez les hommes (Droller, 1955; Prudham & Grimley:1981; Sorock, 1988; Blake, Morgan, Bendall, Dallosso, Ebrahim, Arie, Fentem & Bassey, 1988). Chez les aînés de 80 ans et plus, 47% des femmes et 31% des hommes chutent (Exton-smith,1977, Perry, 1982).

Le risque de chuter augmente avec l'âge: de 37% chez ceux âgés entre 65 ans et 70 ans, il passe à 45% chez les 75 ans et plus (Droller, 1955). Ce fait a aussi été mis en évidence par l'étude de Tinetti et al. (1988) rapportant des taux de chutes de 30% chez les aînés de 65 ans et plus, de 40% chez les 80 ans et plus, de même que par celle de Campbell, Reinken, Allan & Martinez, (1981) indiquant des taux de 45% chez les 80-89 ans et de 56% chez les 90-99 ans. Plusieurs autres auteurs ont rapporté des résultats similaires variant de 28% à 38%.

Tableau 2.1

Incidence des chutes dans différentes situations : synthèse

Auteurs	Population (N)	Âge	Incidence annuelle par 1000 personnes à risque	
			Homme	Femme
1) Enquêtes sur des personnes vivants en communauté				
Exton-Smith, 1977	(N = 963)	65 - 90 ans	210	398
Perry, 1982	(N = 64)	89% > 70 ans		625
Gabell, 1985	(N = 100)	> 65 ans		224
Rubenstein, 1986	(N = 761)	> 65 ans	279	
Prudham et al. 1981	(N = 2357)	> 65 ans		280
Campbell et al. 1981	(N = 553)	79% > 80		340
Droller, 1955	(N = 476)	---		350
Sheldon, 1948	(N = 279)	---		330
2) Enquêtes sur des personnes hospitalisées			Incidence/an/1000 lits	
Scott, 1976	Hôpital	> 60 ans		620
Sehested, 1977		91% > 60 ans		2 900
Morris, 1980		99% > 65 ans		1 500
Berry, 1981		68% > 70 ans		1 500
Catchen, 1983		> 65 ans		1 900
Morgan, 1985		> 65 ans		1 400
Morse, 1985		----		840
3) Enquêtes sur des personnes institutionnalisées			Incidence/an/1000 lits	
Gryfe, 1977	Institution	81% > 75 ans		640
Miller, 1979		82,3 (moy.)		1 400
Louis, 1983		83.1 (moy.)		760
Colling, 1983		---		2 600
Blake, 1986		> 60 ans		3 600
Kornbluth, 1977		94% > 75 ans		2 400
Josephson, 1984		> 65 ans		660

2.1.3 Conséquences des chutes

Les chutes chez les personnes âgées constituent l'exemple typique d'une nouvelle problématique reliée avec l'âge et qui est devenu plus visible (importante) avec l'augmentation de la longévité. Elles apparaissent comme un facteur qui aggrave et accélère les effets de l'âge (Vellas et al., 1987). De plus, les chutes représentent l'un des facteurs physiques contribuant à la perte d'autonomie chez les aînés (Hébert, 1987). . De fait, 40% des cas de chutes entraînent l'admission dans des maisons d'hébergement (Tinetti et al., 1988) et leurs conséquences peuvent augmenter le risque d'institutionnalisation (Dunn, Furner & Miles, 1993). Elles sont la cause majeure des blessures chez les personnes âgées, 24% des chutes engendrant des blessures sérieuses et 6% causant des fractures (Tinetti et al., 1988). Les chutes répétitives conduisent à des restrictions d'activités (Dunn, Rudberg, Furner, & Cassel, 1992; Gryfe, Amies, & Ashley, 1977) et à une perte d'autonomie, d'indépendance et de mobilité, dûes dans la majorité des cas à la crainte de tomber de nouveau (Vellas et al., 1987).

Les chutes chez les personnes âgées sont associées à une baisse d'activités et de la vie sociale, la peur de tomber de nouveau pouvant démoraliser la personne au point de lui faire perdre le goût de vivre: elles peuvent aussi entraîner l'immobilisation avec toutes ses complications (Allard, 1987).

2.1.4 Étiologie ou facteurs de risque de chutes

Plusieurs études ont été menées dans le but d'identifier les facteurs de risque de chutes chez les personnes âgées. Les causes des chutes sont extrêmement variées. Ces études sont souvent limitées par un manque d'uniformité dans les procédures diagnostiques, un manque d'évaluation clinique complète et enfin par la particularité de la population à l'étude (Robbins, Rubenstein, Josephson, Shulman, Osterweil & Fine, 1989).

Les études classiques des causes de chutes restent les plus citées dans la littérature, notamment celles de Sheldon (1948) et Droller (1955). Sheldon (1948) attribue 20% des chutes chez les aînés à des problèmes d'équilibre et 24% au dérobement des jambes ou au vertige, tandis que Droller (1955) ajoute en plus les facteurs environnementaux (escalier, tapis, plancher, etc.). Exton-Smith (1977) étudie la relation avec l'âge et conclut que la cause majeure des chutes est le trébuchement chez les moins de 75 ans, la perte d'équilibre et le dérobement des jambes chez les 75 ans et plus. Depuis, plusieurs études ont suivi, portant sur les causes des chutes, afin d'identifier les facteurs de risque chez les aînés vivant à domicile, afin de pouvoir intervenir avant que le processus de perte d'autonomie ne soit avancé et que l'institutionnalisation devienne la seule issue. Une diversité de facteurs semble influencer la perte d'équilibre. Ils sont souvent interreliés ou cumulatifs, une même personne pouvant en présenter un ou plusieurs à la fois. Selon la littérature, on peut répartir les facteurs de risque de chutes en deux groupes (Voir figure 2.1): les facteurs intrinsèques (en relation avec la personne) et les extrinsèques (en relation avec l'environnement).

Les facteurs de risque intrinsèques, en plus de l'âge et du sexe, sont la médication, particulièrement les psychotropes (nombre, utilisation), les maladies spécifiques (ostéoporose, maladie de Parkinson, etc.), la faiblesse musculaire, les problèmes de vision, les désordres cognitifs, la neuropathie périphérique associée au diabète, le vertige, le dérobement des jambes, les désordres de la marche, la perte de l'équilibre, l'augmentation des oscillations du corps et une diminution de l'activité physique.

Les facteurs extrinsèques comprennent le moment dans la journée, les obstacles environnementaux (escaliers, plancher, tapis, etc.), les activités risquées ou hasardeuses (Tinetti et al., 1988; Campbell et al., 1981; Perry, 1982; Blake et al., 1988; Prudham, Grimley, & Evans, 1981; Sorock, 1988; Robbins et al., 1989; Douglas, Morley, Rubenstein, Pietruszka & Strome, 1990; Gabell, Simons & Nayak, 1985; Morse, Tylko & Dixon, 1987).

Le risque de chuter augmente parallèlement avec le nombre de facteurs de risque : de 8% avec un seul facteur, il augmente jusqu'à 78% avec quatre facteurs ou plus (Tinetti et al., 1988). Toutefois, on remarque que la plupart des facteurs rapportés dans la littérature comme prédicteurs des chutes sont associés à un ou plusieurs problèmes de contrôle de l'équilibre et de la posture (Sheldon, 1948; Tinetti et al., 1988; Campbell et al., 1981, Campbell, Borrie & Spears, 1989; Overstall, 1992). Une étude sur les chutes chez les personnes de 65 ans et plus vivant à domicile démontre que le contrôle de l'équilibre et de la marche chez les personnes qui font des chutes est plus faible que chez ceux qui n'en font pas (Deidre, Wild, Nayak & Isaacs, 1981). Dans une autre étude, on rapporte que les résultats des tests d'équilibre sont gravement compromis dans une proportion plus élevée chez les chuteurs par rapport aux non-chuteurs (Wolfson, Whipple, Amerman & Kleinberg, 1986). Une étude-pilote faite en 1994 sur la population de l'Estrie, portant sur l'évaluation des effets d'un programme de prévention de la perte d'autonomie des aînés de 75 ans et plus vivant à domicile (Robichaud, Hébert, Roy, Roy & Bravo, 1994), a montré que le problème d'équilibre et de démarche reste l'un des plus importants facteurs de risque de perte d'autonomie.

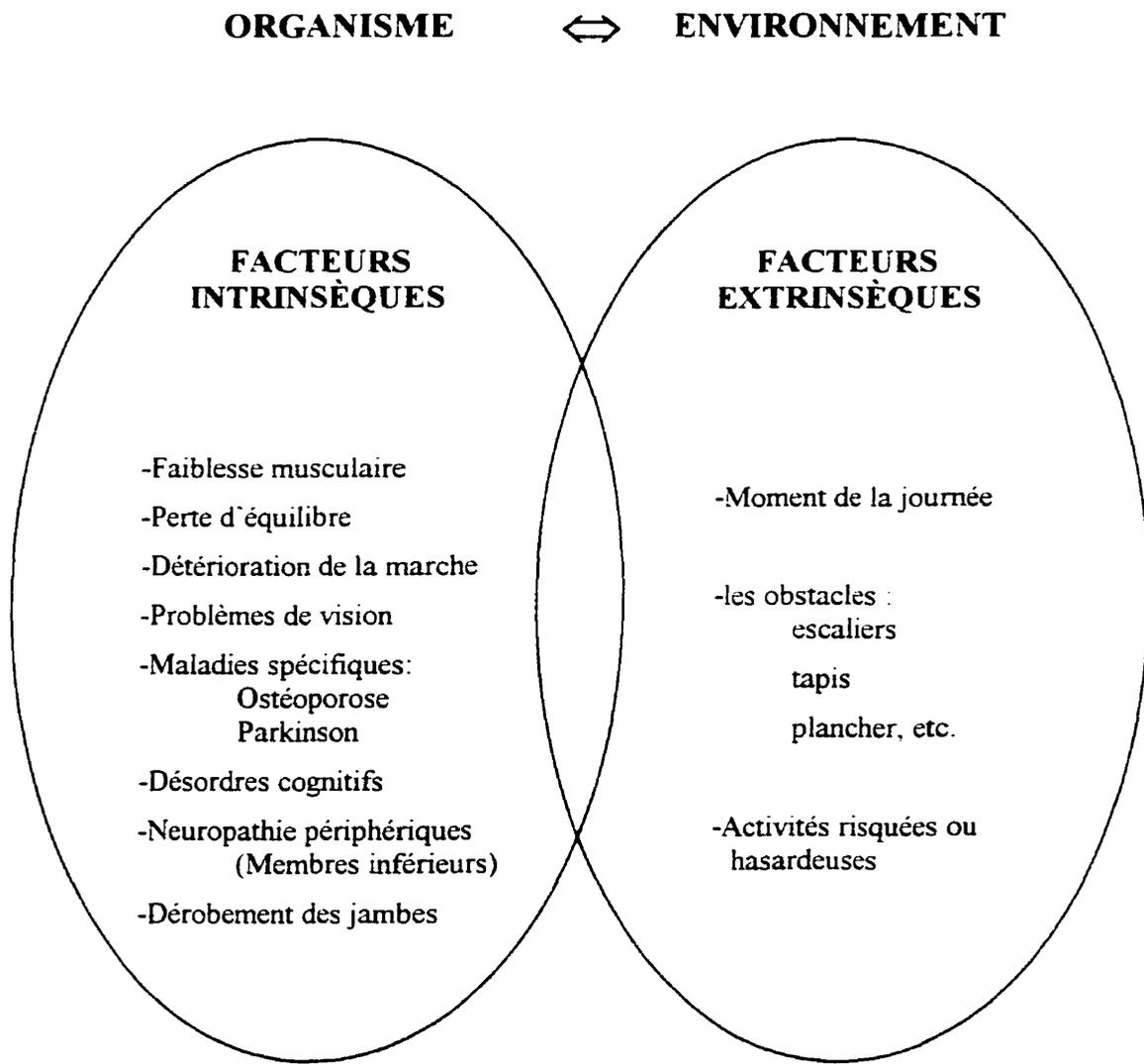


Figure 2.1: Les facteurs de risques de chutes

2.2 L'organisation neurodynamique dans le contrôle postural: Fondements scientifiques

2.2.1 Organisation du corps humain et de la motricité humaine

Le corps humain est une structure articulée de 17 modules corporels et dont l'architecture est caractérisée par trois asymétries structurales et une quasi-symétrie : (a) une organisation radiaire asymétrique avec le corps axial et les structures des membres. (b) une organisation longitudinale asymétrique avec le corps haut et le corps bas. (c) une organisation dorsoventrale asymétrique qui distingue la face dorsale et la face ventrale du corps: la colonne vertébrale est la structure de référence. (d) une organisation bilatérale symétrique avec l'hémicorps gauche et l'hémicorps droit. Cette quadruple organisation kinésiologique du corps humain est un héritage phylogénétique (Vanden Abeele, 1994)

L'organisme humain (biosystème dynamique évoluant dans le temps) est constitué d'un ensemble de sous-systèmes dont les modalités d'interaction sont complexes et fréquemment non linéaires capables de faire émerger un ordre global (hiérarchie d'organisation complexe). Ces modalités d'organisation se modifient (auto-organisation) afin de s'adapter aux phénomènes internes d'évolution de ses structures et de ses fonctions, ainsi qu'en fonction des expériences vécues en interaction avec l'environnement (Paillard, 1987). Cette réorganisation permanente est nécessaire pour assurer l'intégrité et l'autonomie de l'organisme humain par rapport au milieu extérieur (écosystème) avec lequel il est en interaction permanente et entretient des relations d'énergie et de communications. L'approche organisationnelle dans l'étude de la motricité humaine amène Newell (1985) à identifier trois degrés d'exécution motrice des activités corporelles: la coordination, le réglage et l'habileté. Toute activité corporelle nécessite la mobilisation coordonnée des modules corporels, laquelle se réalise avec une synergie posturale (croisée ou parallèle) comme toile de fond avec des ajustements par rapport au temps (anticipés ou concomitants) (Vanden Abeele, 1994).

Cette mobilisation doit tenir compte des contraintes internes (structurales et fonctionnelles) ainsi que des contraintes externes (milieu extérieur) d'où la nécessité des ajustements par rapport à l'espace tridimensionnel pour assurer une stabilité posturale. (a) Les ajustements antigravitaires dans la station debout se réalisent le long de l'axe longitudinal avec la verticalité comme référence de base. (b) Les ajustements directionnels s'exécutent par des rotations autour de l'axe longitudinal, soit du corps entier, soit d'un ou plusieurs étages corporels, avec l'horizontalité comme référence de base. (c) Les ajustements aux mouvements pendulaires des membres s'effectuent avec la sagittalité comme référence de base.

2.2.2 Organisation de la posture et du contrôle postural

La posture chez l'homme en position debout n'est pas comparable à un bloc rigide oscillant autour de la cheville comme un pendule inversé, bien que dans des circonstances particulières elle puisse se comporter ainsi (Nashner & McCollum, 1985, Massion & Viallet, 1990). La posture est constituée par des modules superposés à partir du sol (appui) jusqu'à la tête; chaque module est relié au module sous-jacent par un ensemble de muscles disposant de leur propre régulation centrale et périphérique spécialisée dont la fonction est de maintenir la position de référence de ce module par rapport au module sous-jacent (Massion et al., 1990). Approximativement deux tiers de la masse du corps, comprenant des organes importants, oscillent de façon précaire à une certaine distance du sol (environ $2/3$ de la taille) sur deux structures frêles (les jambes) qui offrent une étroite base de support, ce qui impose des demandes critiques sur le système de contrôle postural et d'équilibre (Winter, Patla & Frank, 1990).

La première tâche du contrôle postural implique le maintien de l'alignement dans la posture du corps et l'adoption d'une verticalité appropriée des segments du corps pour contrer la force de la gravité et permettre ainsi le maintien de la station debout. Le tonus des muscles posturaux est le premier qui contribue au maintien de la verticalité. Une fois cet alignement est accompli, la position

du centre de masse du corps doit être maintenu à l'intérieur des limites spécifiques dans l'espace ou limites de la stabilité en relation avec la base de support de l'individu. Ainsi la deuxième tâche du contrôle postural est le maintien de l'équilibre de la posture (Massion, 1992). Des ajustements posturaux sont donc nécessaires pour permettre le support de la tête et du corps contre la gravité et stabiliser le centre de masse au dessus de la base de support. Cependant, on distingue des ajustements préparatoires réalisés par les mécanismes d'anticipation ou "feedforward" et des ajustements concomitants accomplis par les mécanismes de compensation ou "feed-back". Ces ajustements posturaux visant à garder la projection du centre de masse (COM) au-dessus de la base de sustentation grâce au travail effectué par le centre de pression, font appel majoritairement aux stratégies de hanches et de chevilles. L'efficacité de ces ajustements posturaux peut être améliorée par la pratique et l'apprentissage (Ghez, 1991). Les stratégies de chevilles et de hanches sont donc deux différentes voies qui interviennent pour atteindre le même objectif, la restauration de l'équilibre (Horak & Nashner, 1986). Quand les contraintes environnementales changent (contraintes spatiales et/ou temporelles), les synergies musculaires devront être modifiées afin de restaurer l'équilibre.

2.2.3 Organisation du système nerveux et du contrôle neuromoteur

L'aire de la cybernétique est révolue, on est à présent dans l'aire de la synergétique. Le système nerveux n'est plus considéré comme un système de commande, mais plutôt un système organisant et également organisé (Paillard, 1977). La principale caractéristique du système nerveux est donc son organisation (Arduini, 1987) qui lui permet de réaliser, avec les structures nerveuses disponibles, diverses fonctions nerveuses et du fait même les propriétés de ces structures se trouvent rehaussées (propriétés des systèmes). Le système nerveux n'opère pas avec des structures ou des schémas stables, mais avec des unités opérationnelles constituées de regroupements dynamiques de neurones et de réseaux de neurones (Thelen & Smith, 1994). Le neurone, unité fondamentale fonctionnelle et anatomique, permet la réception, l'émission et la propagation de messages nerveux.

Godaux (1990) explique que plusieurs neurones se regroupent et forment un réseau, de plus, un neurone (unité fondamentale du tissu nerveux) peut faire partie d'un ou de plusieurs réseaux de neurones (connectivité anatomique). D'où la conception actuelle qui considère le système nerveux comme un réseau de réseaux de neurones. En plus, ces réseaux de neurones possèdent un dynamisme interne non linéaire (connectivité fonctionnelle) (Gettling, 1989). Cette dynamique fonctionnelle des réseaux se traduit par une interaction coopérative complexe spatiale et temporelle à différents niveaux (cellulaire, synaptique et de réseau), ainsi que par la modulation de la combinaison et du formatage des processus sous-jacents pour ainsi modifier l'opération des réseaux (Gettling, 1989; Harris-Warrick & Marder, 1991). Les réseaux de neurones sont donc complexes et multifonctionnels. Des réseaux avec des connectivités similaires peuvent produire des patrons moteurs dramatiquement différents et, au contraire, des patrons moteurs similaires peuvent être produits par des réseaux très différents (Gettling, 1989; Harris-Warrick et al., 1991). Trois niveaux de la hiérarchie de contrôle neuromoteur sont identifiés dans l'organisation du système nerveux soit : inférieur, intermédiaire et supérieur. C'est au niveau intermédiaire que se fait l'élaboration et la traduction du plan d'action en un programme moteur, transition du « que faire » à « comment faire » (Brooks, 1986). Les processus à l'intérieur de chaque niveau se déroulent de façon non hiérarchique (Smith & Humphrey, 1991). Le SNC fabrique sa propre information appelée neuro-information et opère avec ses propres langages, ses propres codes et sa propre logique d'où sa plasticité. Dépendant de la situation dans laquelle se trouve le corps, le SNC doit rapidement choisir parmi les informations redondantes qu'il reçoit via les récepteurs sensoriels l'information pertinente et appropriée à la réponse motrice. Toute perception qui est pertinente à l'exécution motrice est toujours fondée sur une configuration de signaux multisensoriels (Berthoz, Gielen, Henn, Hoffman, Lacquaniti, Roucoux, Viviani, & Van Gisbergen, 1993).

2.2.4 Organisation des systèmes sensoriels

Le contrôle postural, toile de fond pour toute activité corporelle, émerge des interactions entre l'organisme avec ses contraintes internes et les contraintes imposées par l'environnement. Les fonctions sensorielles jouent un rôle important dans les relations entre l'organisme vivant et le milieu extérieur. La contribution des fonctions sensorielles à l'organisation des mouvements se réalise par des configurations multisensorielles. La sélection de ces configurations multisensorielles semble résulter d'un processus dynamique qui est fortement influencé par la planification de l'activité ainsi que la nature de l'activité (Berthoz et al., 1993). Trois systèmes sensoriels sont importants dans l'exécution des activités corporelles quotidiennes, particulièrement pour le déclenchement des mécanismes posturaux intervenant dans le contrôle postural : somatique, vestibulaire et visuel. Ces systèmes obtiennent leurs informations des différents récepteurs sensoriels proprioceptifs, exproprioceptifs et/ou extéroceptifs (Nashner, 1981) et ce de façon redondante et continue. La figure 2.2 montre l'interaction des trois systèmes importants dans le contrôle postural.

Le système vestibulaire est rigidement attaché à la tête (Mayne, 1974), ses récepteurs exproprioceptifs permettant la détection des écarts de position de la tête par rapport à la verticale ainsi que son orientation par rapport à la gravité. En outre, lorsque la tête est stabilisée il fournit une référence vestibulaire stable (point neutre dans l'espace tridimensionnel), à partir duquel est organisé le contrôle de l'équilibre dynamique.

Le système somatosensoriel reçoit les informations de types proprioceptifs et exproprioceptifs de ses récepteurs musculaires, articulaires et cutanés (Nashner, 1981). Ces récepteurs fournissent les informations sur l'état du système effecteur (la force exercée, la longueur et l'orientation relative d'un module corporel par rapport aux autres modules du corps) de même que l'information au sujet de l'environnement (température, caractéristiques de la surface de contact et présence des stimuli perturbateurs) (Winter et al., 1990).

Le système visuel est catégorisé comme un système complexe parce qu'il possède les trois types de récepteurs: proprioceptifs, exproprioceptifs et extéroceptifs. Il joue un rôle important dans le contrôle postural: il nous renseigne non seulement sur l'environnement (positions et mouvements des objets dans le champ visuel), mais aussi sur l'orientation et les mouvements du corps qui sont du domaine de la proprioception (Lee & Lishman, 1975) et par rapport aux références externes (Nashner, 1981).

Ainsi, la projection au sol du centre de gravité est contrôlée centralement à l'aide des informations afférentes des systèmes sensoriels, lesquelles agissent comme signaux détecteurs d'erreur ou de perturbation (Massion et al., 1990). De façon générale, l'ensemble des informations en provenance du système sensoriel est évalué, intégré et un plan d'action est élaboré: ce plan d'action est ensuite traduit en un programme moteur qui sera exécuté par le système musculo-squelettique pour exécuter l'action motrice planifiée. L'exécution de la commande nerveuse se traduit par des activités posturales visant à assurer la stabilisation et le maintien de l'équilibre face aux contraintes imposées au corps.

La coexistence des différentes informations sensorielles offre une multitude de conditions dans lesquelles une personne peut être fonctionnelle et autonome. Les activités quotidiennes présentent des conditions dans lesquelles les informations recueillies par les différents récepteurs sensoriels sont conflictuelles. Comme dans le cas où debout à côté d'un grand bus qui commence à bouger, une période de désorientation et d'instabilité peut en résulter. L'information visuelle peut suggérer au corps de bouger pendant que l'information vestibulaire et celle de la cheville peuvent suggérer autrement. La capacité de cibler rapidement l'information utile pour sélectionner la réponse motrice appropriée à réaliser face aux conditions changeantes de l'environnement est critique pour éviter les chutes chez les personnes âgées (Hu et al., 1994).

Le fait qu'on puisse traiter simultanément ou substituer au besoin plusieurs informations sensorielles (intégration multisensorielle) permet de faire face aux contraintes de l'environnement (Messier, 1997). Dans le noir, les systèmes vestibulaires et somatosensoriel compensent pour le système visuel d'où la nécessité d'une bonne organisation neuro-sensorielle (Semont, 1992).

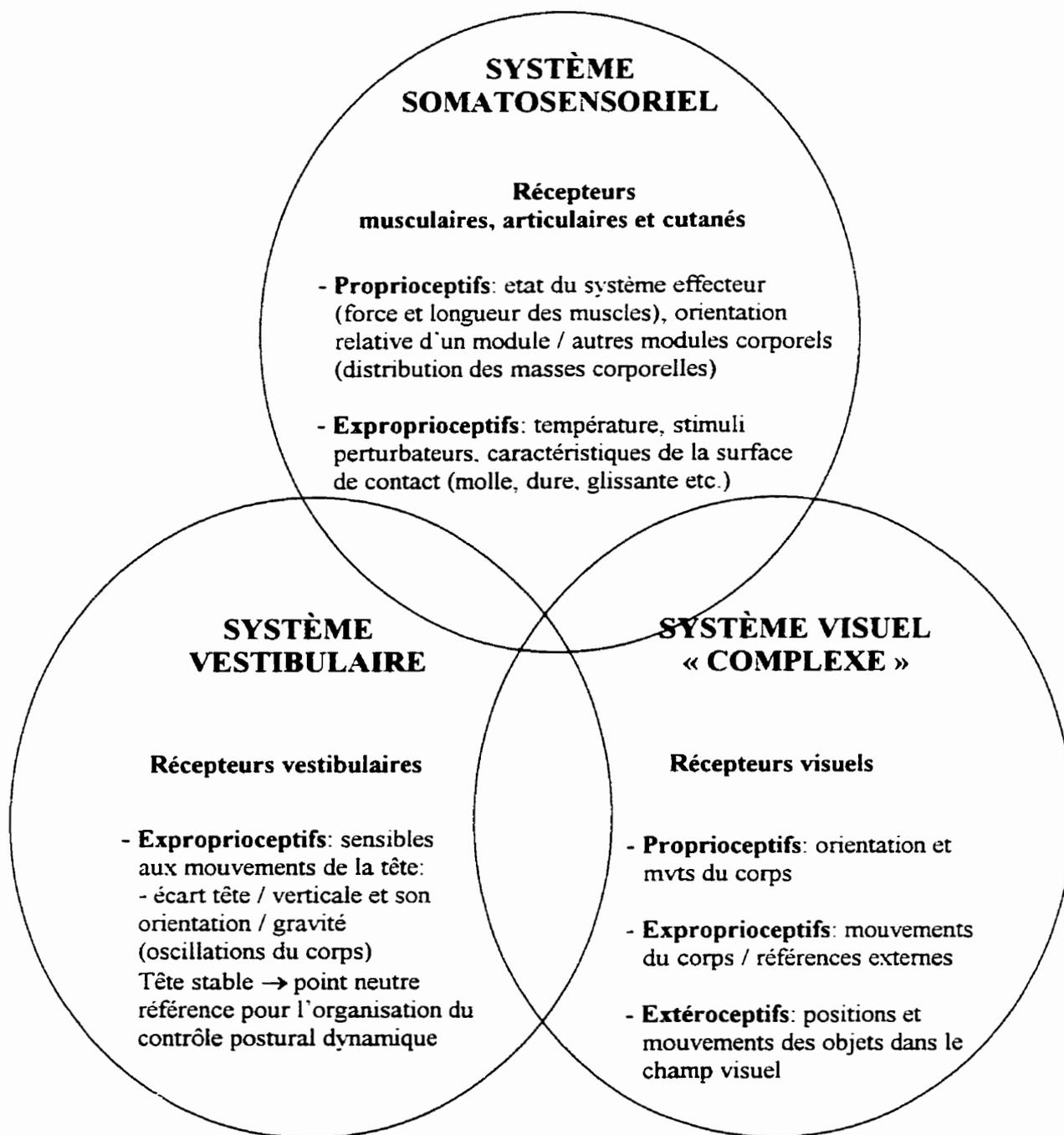


Figure 2.2: Interaction des trois systèmes importants dans le contrôle postural

Le comportement moteur émerge des interactions entre, d'une part, l'être humain ayant l'intention d'agir avec son organisme caractérisé par ses contraintes internes et, d'autre part, le milieu extérieur qui impose des contraintes externes (Higgins, 1985). Cependant, deux types d'information sont véhiculés. D'abord, l'information sensorielle interne provenant du corps est utilisée pour la régulation de toutes les fonctions essentielles du corps. Ensuite, l'information en provenance de l'environnement est captée grâce aux systèmes sensoriels par l'intermédiaire des récepteurs périphériques et transmise au système nerveux central où elle est traitée. Ces récepteurs réagissent et encodent le changement quantitatif et non qualitatif des stimulations (Van Foerster, 1988).

Les systèmes sensoriels sont organisés de façon hiérarchique et en parallèle. Les informations sensorielles sont donc transportées et traitées par des voies fonctionnellement séparées et en parallèle d'où une information redondante (Stein & Meridith, 1993; Kandel, Schwartz & Jessell, 1991). Cette redondance est probablement réduite dans les cas d'incapacité neuromotrice. Néanmoins, lorsqu'une voie est endommagée la seconde prendra la relève pour pallier à des déficits majeurs (réorganisation permanente). Cela permet de grandes possibilités d'intervention en réhabilitation neuromotrice dans le cadre clinique.

La plus grande proportion de l'information traitée par le cerveau est utilisée pour contrôler la force contractile des muscles squelettiques afin de permettre le déplacement des membres, le maintien de la posture ainsi que l'exécution d'autres tâches motrices (Messier, 1997). L'unité fonctionnelle la plus petite contrôlée par le système moteur est l'unité motrice (Kandel et al., 1991). L'élément de base de la sortie motrice est l'unité motrice qui consiste en un nombre de fibres musculaires innervées par un seul motoneurone. Cependant, pour exécuter une tâche déterminée, un groupe d'unités motrices est recruté progressivement (Loeb, 1984).

Ces conceptions actuelles inspirent des approches nouvelles en entraînement neuromoteur et en revalidation neuromotrice. Une personne mise dans une situation avec différents stimuli est capable de faire une combinaison de ses ressources musculaires, ergonomiques et neuroniques avec une coloration émotive dans le but de créer un système d'action dynamique pour réaliser la tâche demandée sans lui imposer le comment faire, d'où se crée sa propre stratégie motrice.

2.2.5 La robotique actuelle se base sur l'organisation du SN

La robotique moderne exploite déjà les données scientifiques récentes de l'organisation du contrôle neuromoteur dans la conception et la fabrication d'une nouvelle génération de robots. Les robots classiques régis par des microprocesseurs (unité de mémoire et de commande à la base de tout ordinateur) commencent à céder la place à des machines simples à comportement complexe. La fabrication de ces dernières est basée sur la technique des réseaux neuraux, qui reproduit la communication du cerveau. Concrètement, ces réseaux consistent en une série de transistors qui véhiculent l'information reçue du corps et des membres du robot. Si l'une des pattes bute sur un obstacle, la surcharge subie par le moteur électrique déclenche une modification instantanée du schéma de circuit. Le courant alimentant le moteur de la patte varie à son tour, provoquant un changement de pas ou de direction (Schaub, 1998). Les robots de ce type ont des comportements plus complexes qu'on ne peut imaginer chez de simples machines. Ayant équipé ses engins de palpeurs et de cellules solaires, Mark Tilden, un des concepteurs de ces petites machines, raconte que certains d'entre eux accaparent les endroits ensoleillés et repoussent leurs congénères vers l'ombre, ils luttent pour leur survie comme des êtres vivants. Chez une autre petite machine, conçue pour faire exploser les petites mines, même lorsque déchiquetée par une explosion, les morceaux restants poursuivent le travail de déminage (Schaub, 1998).

2.3 Le vieillissement

Le vieillissement est une caractéristique propre des systèmes biologiques. Il constitue un événement multidimensionnel impliquant la mise en oeuvre de plusieurs mécanismes responsables du développement irréversible des organismes et de la sénescence (Gauvreau, 1987). Ce phénomène est probablement dû aux traits génétiques et aux différences dans le mode de vie (Horak, Shupert & Mirka, 1989). Ainsi, les facteurs génétiques détermineront la différenciation et la croissance jusqu'à la maturité de l'organisme: en situation biologique idéale, l'organisme posséderait une force génétique vitale qui lui permettrait de traverser la vie en suivant une courbe parabolique prévisible: par ailleurs, la longévité maximale de l'organisme pourrait être limitée par l'émergence dans la seconde moitié de la vie, après la fin de la croissance et du développement, de plusieurs facteurs tels que les changements environnementaux et endogènes, la maladie, les pressions du mode de vie de même que certaines erreurs métaboliques. Ainsi des processus de vieillissement variés peuvent être décelés à tous les niveaux d'organisation d'un individu (Gauvreau, 1987)

Malgré la réduction de la réserve physiologique des organes et des systèmes due à l'âge, la capacité résiduelle des organes est suffisante pour maintenir l'homéostasie de l'organisme, mais dès que survient un stress physiologique, la marge de manoeuvre des organes sénescents pour résister à l'agression et maintenir les fonctions vitales est réduite. Donc, à la réduction de la capacité physiologique, inévitable avec le vieillissement, s'ajoutent les pertes fonctionnelles. Le vieillard est ainsi vulnérable aux déséquilibres homéostasiques (Laganière, 1987). Cependant les mécanismes du vieillissement sont différents d'une espèce à l'autre, et même d'un organe à l'autre au sein d'un même organisme car leur développement ne commence pas à un même moment, n'a pas la même vitesse de déroulement et n'atteint pas le même degré de dégénérescence. Ce vieillissement différentiel, qui résulte des processus intrinsèques de la sénescence, touche davantage les organes effecteurs, leurs tissus et leurs cellules jusqu'aux molécules. Il peut être aussi influencé par des facteurs externes, tels le climat, le milieu socio-économique, la profession, la nutrition et la pollution. Par conséquent, la

relation entre l'âge biologique et l'âge chronologique varie d'un individu à l'autre, de même que d'un organe à l'autre chez une même personne. La sénescence n'est pas une maladie, mais la difficulté de distinguer le vieillissement primaire (normal et inévitable) du vieillissement secondaire (pathologique, potentiellement réversible) est clairement démontrée par l'étude de la biologie et de la physiologie du vieillissement (De Ravinel & Arcand, 1987). Il existe en effet, une zone grise entre la sénescence et la maladie, due au fait que certains organes vieillissent plus vite (vieillessement différentiel), à un tel point qu'ils en viennent à présenter des manifestations caractéristiques de certaines maladies; il faut donc séparer ce qui appartient au vieillissement normal de ce qui résulte de la maladie (Laganière, 1987).

Plusieurs changements anatomiques et physiologiques de la sénescence sont décrits par Laganière (1987) dans le chapitre du « Précis pratique de gériatrie » de Arcand et Hébert qui y traite du vieillissement de la cellule, des tissus et des systèmes (nerveux, locomoteur, cardio-vasculaire, respiratoire, immunitaire, etc.). On s'attardera dans ce qui suit, à citer les plus importants de ces changements, en relation avec cette étude, principalement au niveau des systèmes nerveux et locomoteur.

Le vieillissement du système nerveux est caractérisé, entre autres, par :

- Une diminution du métabolisme des neurotransmetteurs : les catécholamines sont surtout affectées au niveau du système dopaminergique, ce qui expliquerait les changements de posture quasi parkinsoniens qui accompagnent le vieillissement; les métabolismes de la sérotonine et de l'acétylcholine sont aussi affectés par une inactivation accrue.
- Une démyélinisation des fibres nerveuses sénescences, ce qui induit le ralentissement de la conduction motrice et sensorielle, plus marquée cependant chez les hommes.

Le vieillissement du système locomoteur se caractérise, entre autres, par :

- Une atrophie de la masse musculaire absolue (taille et nombre des fibres musculaires) qui touche davantage les membres inférieurs.
- Une diminution de la proportion des fibres innervées par un même axone, même si le nombre des motoneurones alpha des cornes médullaires ventrales reste constant: en effet les fibres dénervées s'atrophient et sont remplacées progressivement par des inclusions fibreuses et adipeuses. La taille de la jonction neuromusculaire est réduite, ce qui baisse le tonus tétanique des muscles âgés.
- Une diminution de la force musculaire: de plus, même si l'endurance des sujets âgés peut être moindre lors d'un exercice long qui requiert une capacité ventilatoire importante ou fait appel à la force maximale, elle montre cependant peu de changement lors d'un exercice moins long.

- Une diminution de la tension musculaire maximale : les muscles sénescents atteignent leur tension maximale avec un étirement moindre que les muscles jeunes; ce phénomène engendre une perte de flexibilité très évidente traduite par une amplitude très limitée des gestes et des mouvements. La coordination générale (prolongation du temps de contraction, de la période de latence et des périodes réfractaires absolue et relative) est aussi affectée par les propriétés contractiles des muscles sénescents.

Les changements morphologiques et fonctionnels en relation avec l'âge se produisent particulièrement dans le muscle strié, les nerfs périphériques, les récepteurs périphériques, les colonnes dorsales, le cervelet, et le cortex cérébral (Faukner, Brooks & Zerba, 1990; Curcio, Buell & Coleman, 1982; Schaumberg, Spencer & Ochoa, 1983). L'impact direct de ces changements sur le contrôle postural n'est pas clair (Alexander, 1994). Toutefois, l'influence des changements associés à l'âge dans les fonctions visuelle, vestibulaire, somatosensorielle, musculosquelettique et centrale sur le maintien du contrôle postural chez les personnes âgées est bien documentée.

2.2.1 Le système visuel

La baisse de l'acuité visuelle, de la profondeur de perception, de la sensibilité au contraste, de la perception de la verticalité et de l'horizontalité est associée aux chutes et aux chuteurs (Nevitt, Cummings & Kidds, 1989; Tobis, Reinsh & Swanson, 1985; Felson, Anderson & Hannan, 1989; Tinetti et al., 1988; Lord, Clark & Webster, 1991). La baisse dans la fonction visuelle n'est pas seulement en relation avec l'âge mais reflète aussi, de façon générale, les effets sous jacents des maladies (Nashner & Berthoz, 1978). Les changements dans la sensibilité à la fréquence de l'information spatiale, dans l'acuité visuelle (particulièrement en périphérie), dans la sensibilité aux éblouissements, dans l'adaptation à l'obscurité et dans la sensibilité au contraste sont trouvés avec l'âge (Sekuler, Hutman & Owsley, 1980; Carter, 1982; Pitts, 1982, Teasdale, Stemach & Breunig, 1991, Alexander, 1994). Une étude sur les changements dans la vision résultant du vieillissement révèle une détérioration significative dans la sensibilité des adultes âgés à l'information spatiale à basse fréquence (Sekuler & Hutman, 1980) obtenue par l'intermédiaire du champ visuel périphérique (Manchester et al., 1989). Comme cette information visuelle est utilisée dans la locomotion et la stabilité posturale (Leibowitz, Rodemer & Dichgans, 1979), certains problèmes de stabilité posturale chez les personnes âgées sont dus à cette diminution de la sensibilité aux basses fréquences (Manchester et al., 1989).

L'influence de l'âge et de la maladie sur la baisse de la fonction visuelle rend les sujets âgés à risque de chutes et affecte leur contrôle postural (Alexander, 1994).

2.2.2 Le système somatosensoriel

La perte somatosensorielle reflétée dans la réduction de la sensation de vibration au niveau de la cheville affecte 30 à 50% des personnes âgées sans maladie neurologique (Horak et al., 1989). D'autres ont aussi montré une réduction du sens de la position de l'articulation de la cheville chez des adultes de plus de 65 ans (Kokmen, Bossemeyer & Williams, 1978; Skinner, Barrack & Cook, 1984;

Stelmach & Worringham, 1985). Les seuils d'excitation aux sensations cutanées et à la proprioception démontrent une augmentation avec l'âge (Woollacott Shumway & Nashner, 1986).

Ainsi, la baisse dans la fonction somatosensorielle, comme la vision, altère les réponses posturales des adultes âgés et les rend à risque de chutes. Bien que les changements en relation avec l'âge dans la proprioception peuvent ne pas être significatifs cliniquement, les changements somatosensoriels, lorsqu'associés à la maladie et à certaines surfaces de support, peuvent accroître le risque de chutes et des troubles dans le contrôle postural chez les sujets âgés (Alexander, 1994).

2.2.3 Le système vestibulaire

Une dégénérescence vestibulaire a été rapportée chez les personnes âgées normales (Baloh, 1984; Black, 1979; Droller & Pemberton, 1953 cités dans Horak et al., 1989). Les études anatomiques ont montré une réduction du nombre de cellules vestibulaires chez les personnes âgées (Rosenhall & Rubin, 1975). En effet, Rosenhall (1973) a démontré une réduction de 40% des cellules sensorielles à l'intérieur du système vestibulaire chez les individus âgés de plus de 70 ans.

Les baisses dans la fonction vestibulaire chez les personnes âgées peuvent avoir un effet profond sur la stabilité au delà de celles déjà attribuées à une simple perte de redondance des informations sensorielles. Elles peuvent aussi diminuer la capacité des processus d'intégration supérieurs du système nerveux à résoudre les conflits sensoriels multiples (Woollacott et al., 1986).

La dysfonction vestibulaire, résultant particulièrement de l'âge, n'apparaît pas comme un facteur important dans l'incidence des chutes. Cependant, certaines situations qui déstabilisent la tête ou la placent dans une position défavorable, font intervenir les processus vestibulaires, qui conjointement avec les mécanismes cortico-centraux et du cou, apparaissent être importants pour le maintien du contrôle postural chez les sujets âgés (Alexander, 1994)

2.2.4 Le système musculosquelettique

Un déclin de la force musculaire particulièrement dans les membres inférieurs est associé avec l'âge (Larsson, Grimsby & Karisson, 1979; Vandervoort, Chesworth & Cunningham, 1992). La puissance et le travail musculaires, de même que le torque résultant, diminuent approximativement de 6% tous les dix ans, tel qu'évalué dans un échantillon des sujets âgés de 15 à 71 ans (Makrides, Heigenhauser & McCartney, 1985). L'effet de l'âge peut cependant être confondu avec les changements anthropométriques chez les personnes âgées (diminution du volume de la cuisse) (Alexander, 1994). D'autre part, la réduction avec l'âge de la capacité de puissance et de force explosive du muscle peut influencer les réponses posturales chez les sujets âgés particulièrement lors de réponses soudaines aux perturbations importantes (Alexander, 1994). De plus, la diminution avec l'âge de l'amplitude du mouvement d'une articulation et l'augmentation de la raideur (résistance passive du mouvement) dans les membres inférieurs vient aggraver le problème de perte de force (Vandervoort et al., 1992; Such, Unsworth & Wright, 1975).

2.2.5 Le système nerveux central :

Avec l'âge, la performance dans les tâches qui requièrent un processus nerveux central est ralentie, résultant, entre autres, d'un ralentissement particulier dans l'intégration de l'information et/ou dans les processus de préparation des réponses (Salthouse & Somberg, 1982; Horak et al., 1989). L'augmentation avec l'âge du temps de réaction peut être en relation avec la perte du contrôle précis sur la vitesse à laquelle les réponses doivent être faites, ou encore peut être due à la perte de différenciation entre les réponses rapides et lentes (Rabbitt, 1979). Les changements avec l'âge dans les processus centraux affectent aussi les mouvements des membres inférieurs qui sont directement reliés au maintien de la position debout. Une augmentation du temps prémoteur (temps entre le début du stimulus et celui de l'activité musculaire) survient dans la dorsiflexion de la cheville, dans l'extension de la hanche et dans l'extension du genou (Clarkson, 1978). L'asynchronisation,

l'incoordination et l'asymétrie des réponses posturales des aînés, comparées aux jeunes adultes, particulièrement lors de mouvements volontaires, suggère l'avènement de problèmes dans l'organisation hiérarchique des mouvements avec l'âge (une influence corticale supérieure) (Stelmach, Phillips & DiFabio 1989). Des études ont aussi rapporté que les ajustements anticipatoires sont affectés avec l'âge (Woollacott & Manchester, 1993). En effet, les ajustements posturaux anticipatoires sont adaptables: ils prennent plus de temps chez les personnes âgées alors que la vitesse du mouvement intentionnel est plus faible (Horak, Esselman, Anderson & Lynch, 1984; Stelmach, Populin & Muller, 1990). Il apparaît aussi y avoir plusieurs voies par lesquelles la fonction corticale/centrale supérieure peut influencer le contrôle postural: par une altération des processus cognitifs et d'intégration, de même que sous l'effet de certains facteurs affectifs et comportementaux (Alexander, 1994).

2.4 Méthodes d'évaluation du contrôle de l'équilibre

Plusieurs méthodes sont utilisées dans l'évaluation du contrôle postural : cliniques et/ou biomécaniques.

2.6.1 L'évaluation clinique du contrôle postural

Avoir l'habileté de maintenir des positions variées, de répondre automatiquement aux intentions de mouvements volontaires du corps et des membres et réagir aux perturbations externes représentent les domaines du contrôle postural requis dans la vie quotidienne (Berg, Wood-Dauphine, Williams, Maki & Holliday, 1989, Berg, Maki, Williams, Holliday & Wood-dauphine, 1992). L'habileté de maintenir ce contrôle postural est critique pour réussir les tâches de tous les jours (Alexander, 1994). C'est pourquoi plusieurs tests de dépistage ont été développés pour tenter d'évaluer le contrôle postural chez les personnes âgées.

2.4.1.1 Les différentes batteries utilisées dans l'évaluation

Plusieurs batteries de test sont utilisées ou peuvent être utilisées dans l'évaluation du contrôle de l'équilibre chez les personnes âgées (Alexander, 1994). Le test clinique de l'intégration sensorielle de l'équilibre (Shumway-Cook & Horak, 1986; Anacker & DiFabio, 1992) et de l'organisation sensorielle (Ledin, Cohen & Moller, 1992; Shepart, Shultz & Alexander, 1993) introduit des conflits dans la précision de l'information visuelle et somatosensorielle, dans le but vraisemblable de forcer ainsi le sujet à se fier sur le système vestibulaire pour résoudre les conflits entre les informations sensorielles introduites (Horak, Mirka, Shupert, 1989). Quelques uns de ces tests cliniques utilisent une évaluation semi-quantitative des oscillations ou des stratégies d'équilibre: tel est le cas du « Postural Stress Test » (Wolfson et al., 1986), du « Clinical Test of Sensory Integration Balance » (Shumway et al., 1986; Anacker et al., 1992) et du « Performance Oriented Balance Assesment » (Tinetti, 1986), alors que d'autres tests, tels le « Quantitative Ataxia Test » (Graybiel, Fregley, 1966) et le « Dynamic Posturography » (Lendin et al., 1992; Shepard et al., 1993) utilisent une évaluation quantitative: temps de marche, nombre de pas réussis sur une ligne droite et certaines informations recueillies à partir de la plaque dynamométrique. Deux de ces tests « Balance Scale » (Berg, 1989) et « Performance-Oriented Balance Assesment » (Tinetti, 1986) incluent des items qui représentent les positions ou les changements de position rencontrés dans les activités journalières. Les batteries à évaluation semi-quantitatives peuvent être utilisées en évaluation clinique et sont généralement sûres: elles prennent peu de temps, sont faciles à administrer et demandent peu d'équipements (Tinetti, 1986). Ces tests ont un certain degré de validité et de fidélité qui probablement varie d'un item à l'autre dans chacune des batteries (Alexander, 1994). Certaines de ces batteries, comme le « Postural Stress » (Wolfson et al., 1986; Chandler, Duncan, Studenski, 1990) et le « Performance-Oriented Balance Assesment » (Tinetti, 1986) peuvent distinguer les chuteurs des non chuteurs et aident à identifier ceux à risque de chutes (Alexander, 1994). Basé sur des activités du répertoire quotidien, un autre test clinique, le « Get up and Go » (Mathias, Nayak, Isaacs, 1986), est souvent utilisé dans

l'évaluation de l'équilibre chez les personnes âgées: ce test permet d'identifier les personnes qui prennent plus de temps à changer leur position, alors que le test « Performance-Oriented Balance and Gait » (Tinetti, 1986), dont l'évaluation est basée sur l'observation directe de la performance du sujet dans les changements de positions et les manoeuvres utilisées pendant la marche et les activités journalières, indique ceux qui ont de la difficulté dans les changements de positions et qui tendent à avoir plus de difficultés dans les tests quantitatifs de l'équilibre (Mathias et al., 1986; Lichtenstein, Burger, Shields & Shiavi, 1990).

2.4.1.2 Élaboration et développement du Test de Tinetti

Prenant en considération que la mobilité est une fonction complexe composée de multiples éléments de manoeuvre qui dépendent de l'intégration de multiples caractéristiques physiques, cognitives et psychologiques, Tinetti, Williams & Mayewski, (1986) ont développé un test d'évaluation des problèmes de mobilité, basé sur l'évaluation directe des manoeuvres dans la marche, ainsi que sur l'évaluation des caractéristiques contribuant. Le test de Tinetti met l'emphase sur ce que le sujet peut ou ne peut pas faire et comprend l'évaluation fonctionnelle de l'équilibre. L'approche de Tinetti (1986) est utilisée cliniquement pour identifier :

- 1 Les composantes de la mobilité qui sont sources de difficultés dans les activités quotidiennes.
- 2 Les raisons potentielles des difficultés rencontrées dans des manoeuvres particulières.
- 3 D'autres problèmes fonctionnels ou médicaux, comme les chutes par exemple.
- 4 Les interventions médicales ou de réadaptation qui peuvent améliorer la mobilité.
- 5 Les manipulations potentielles de l'environnement qui peuvent empêcher ou prévenir les problèmes.

Le test original a été développé pour aider à identifier les personnes âgées institutionnalisées à risque de chutes en recréant les situations dans lesquelles les chutes ont lieu et en évaluant l'effet fonctionnel des invalidités musculaires et neurologiques existantes sur la mobilité.

Le test original comprenait 8 changements de position (équilibre pour s'asseoir, se lever d'une chaise, équilibre debout instantané ou prolongé, lors de poussées thoraciques, équilibre yeux fermés, équilibre pour tourner et s'asseoir) ainsi que huit observations de la démarche (initiation, hauteur et longueur du pas, continuité des pas, symétrie, trajectoire, balancement du tronc, position de marche, tourner pendant la marche). Une fidélité inter-observateurs de plus de 0.9 dans le pointage individuel des items a été obtenu entre un médecin et une étudiante en sciences de la santé (Tinetti, 1986).

Le test a été modifié plus tard (Tinetti & Ginter, 1988) pour être utilisé dans les études sur les chutes concernant les personnes âgées vivants à domicile. Cinq manoeuvres d'équilibre, reflétant les activités quotidiennes à domicile, ont été ajoutées (tourner le cou en position debout, extension du cou, atteindre le point le plus haut en levant les bras, se pencher pour ramasser un objet et se tenir debout sur une jambe pendant 5 secondes). La fidélité de ce nouveau test a été évaluée par un médecin et une infirmière; un accord de plus de 80% a été obtenu sur le pointage individuel des items, tandis que le score final n'a jamais différé de plus de 10% (Tinetti, 1986).

Le risque de chutes augmente linéairement avec le nombre des irrégularités démontrées (Tinetti et al., 1986), les chuteurs ayant plus de difficulté à performer que les non-chuteurs dans la simulation des tâches et des changements de position nécessaires à la réalisation d'activités de la vie quotidienne (Alexander, 1994). En effet, des auteurs ont rapporté que les chuteurs ont tendance à être plus instables que les non-chuteurs dans la position debout, particulièrement avec les yeux fermés et en réponse aux poussées thoraciques, plus instables aussi pour s'asseoir, pour se tourner pendant qu'ils marchent et moins capables de se tenir debout sur une jambe (Wolfson et al., 1986; Lipsitz, Jonsson,

Kelly, 1991; Studenski, Duncan & Chandler, 1991; Tinetti et al., 1986; Lord et al., 1991; Topper et al., 1993).

La version complète du test qui sera utilisé dans cette étude comprend donc des composantes d'équilibre (score maximum de 24) et des composantes de démarche (score maximum de 16), le score final du test étant la somme de ces deux scores (score maximum de 40). À noter que plus le score est élevé, plus la performance est bonne. Cependant il existe une version abrégée de ce test dont le score maximum est de 7, calculé aussi par Topper et al., (1993) dans une étude sur les facteurs de prédiction de chutes; ces auteurs rapportent que la version abrégée ne permet pas d'évaluer les plus importants facteurs de risque de chutes comme le permet la version complète du test. Suite à l'analyse de cette dernière, Topper et al., (1993) rapportent aussi que les composantes de démarche sont moins capables de discriminer entre les chuteurs et les non-chuteurs que celles de l'équilibre, et le score total n'ajoute rien à la capacité de discrimination déjà obtenue avec les seules composantes d'équilibre. Les composantes de démarche peuvent cependant être utilisées dans l'identification des problèmes de mobilité qui ne sont pas nécessairement en relation avec le risque de chutes (Topper et al., 1993). Plusieurs auteurs ont utilisé le test de l'équilibre et de la démarche, notamment dans la prédiction de facteurs de risque de chutes, et rapportent que plusieurs manoeuvres corrélaient significativement avec la tendance à chuter (Robbins et al., 1989; Tinetti et al., 1986, 1989; Rubenstein et al., 1990; Topper et al., 1993; Clark, Lord, Webster, 1993; Douglas et al., 1990:).

Berg et al., (1992) ont utilisé le test de Tinetti (1986) comme test clinique de référence, valide et fidèle, pour vérifier la corrélation de leur nouveau test « Balance Scale ». Ils ont trouvé que les deux tests présentent une très forte corrélation ($r=0,91$). D'autres études ont aussi montré une corrélation positive entre le test clinique de l'équilibre et de la démarche (Tinetti, 1986) et des variables biomécaniques de la stabilité posturale (Lichtenstein et al., 1990, Berg et al., 1992; Topper et al., 1993).

Le score seuil (/40) indiquant un risque significatif de perte d'équilibre ou de trouble de la démarche n'est pas documenté. Dans l'étude de Tinetti (1986), un score total inférieur à 14 ± 6 sur 40 a été associé à une grande fréquence de chutes. En plus un score de démarche < 9 et un score d'équilibre < 10 est également associé à des chutes fréquentes. Deux études ont utilisé le test d'équilibre et ont rapporté une moyenne de 18.8/24 chez une population de 58 chuteurs (Topper et al., 1993) et une moyenne de 18.1/24 chez une population de 35 chuteurs qui ont peur de chuter (Maki, Holliday & Topper, 1991).

2.6.2 L'évaluation biomécanique

2.6.2.1 Les oscillations posturales en fonction de l'âge et du risque de chutes

Traditionnellement, les oscillations ont été utilisées largement comme mesure clinique de la stabilité. L'instabilité dans la position debout était décrite par Romberg comme signe de désordre de la fonction sensori-motrice (Overstall, Exton-Smith, Imms & Johnson, 1977). La première recherche traitant du changement négatif de la stabilité avec l'âge a été conduite par Sheldon, (1963). Cet auteur a démontré que les enfants ont plus d'oscillations posturales que les adultes, et que l'amplitude des oscillations tend à diminuer vers la fin de l'adolescence et est maintenue jusqu'à l'âge de 60 ans, âge à partir duquel, il y a une montée progressive des oscillations avec l'âge, dûe vraisemblablement à un déclin dans le contrôle de la posture. D'autres études ont confirmé ces résultats; notamment, celle de Hasselkus & Shambes, (1975), menée sur des femmes, notait que les adultes oscillent plus que les jeunes. Similairement, celle de Overstall et al., (1977) indiquait que la somme des oscillations posturales augmente avec l'âge et était plus grande chez les femmes que chez les hommes.

Overstall et al. (1977) rapportaient un lien entre l'oscillation et le nombre de chutes dans le passé, de même qu'entre l'oscillation et certaines causes de chutes. En effet, cette même étude rapportait que la somme des oscillations était significativement plus grande chez les sujets qui ont chuté suite à une perte d'équilibre. Plusieurs études ont aussi utilisé l'oscillation posturale du corps

pour identifier les personnes à risque de chutes, dans des positions statiques (Overstall et al., 1977; Nashner, Woollacott & Tuma, 1979; Brockelhurst, Robertson, & James-Groom, 1982; Fernie, Gryfe, Holliday & Llwellyn, 1982; Ring, Nayak & Isaacs, 1988; Campbell et al., 1989) et dans différentes situations dynamiques (Therrien, Ladouceur, Prince, Saib, & Therrien, 1992). Cette dernière étude rapporte aussi que de façon globale, dans le plan frontal, il y a des déplacements importants et qu'en même temps les forces médio-latérales au sol sont plus faibles, ce qui contribuerait à des réajustements plus petits et moins importants du COM, ce qui augmente le risque de chutes et diminue certainement la marge de sécurité dans la marche. La diminution de la stabilité démontrée par une augmentation d'oscillation du corps est associée à une augmentation de risque de chutes (Overstall et al., 1977; Kirshen, Cape, Hayes & Spencer, 1984; Campbell et al., 1989).

2.6.2.2 Mesure de la stabilité posturale

La stabilité posturale est la réponse du système de contrôle postural aux perturbations externes ou volontaires (Johanson, Magnusson & Akesson, 1988), et reflète une ou plusieurs stratégies de mouvement pour corriger les déviations de l'équilibre (Deiner, Bootz, Dichgans & Bruzek, 1983)

Pour maintenir l'équilibre debout, le système de contrôle de la posture intègre l'information des systèmes sensoriels. Si l'un ou plusieurs de ces systèmes sont affaiblis par l'effet de l'âge ou des maladies neurologiques, alors le système de contrôle postural doit ajuster l'importance relative des facteurs dans l'information utilisée pour maintenir l'équilibre. Plusieurs études ont investigué les rôles relatifs des systèmes visuel, vestibulaire et proprioceptif dans le maintien de l'équilibre (Keshner & Cohen, 1989; Nashner, 1971; Diener & Dichgans, 1988; Manchester et al., 1989; Nashner, 1973; Prieto, Myklebust & Myklebust, 1993).

La performance du système de contrôle de l'équilibre est généralement évaluée à partir des mesures des oscillations posturales. Les méthodes de mesure utilisées pour évaluer la posture

humaine dans la position debout peuvent être classées dans trois groupes (Murray, Seireg & Sepic, 1975) :

- 1) les mesures du mouvement du centre de gravité du corps durant la posture debout.
- 2) les mesures de l'activité musculaire responsable du maintien de la posture.
- 3) les mesures du mouvement du centre de pression (COP) sous les pieds.

La recension des écrits concernant les méthodes utilisées pour évaluer la performance du système de contrôle postural fait état de :

- 1) l'évaluation statique : caractérisée par l'oscillation posturale durant la position debout normale (les termes de posturométrie, posturographie, stabilométrie ou stabilographie sont souvent associés à la constance de la stabilité posturale (Prieto et al., 1993)).
- 2) L'évaluation dynamique : dans des situations où l'on introduit différentes perturbations soit au niveau de la plate forme dynamométrique (Maki, 1986; Nashner 1971; Nashner et al., 1979) ou au niveau de la configuration des pieds du sujet sur la plate forme dynamométrique (Patla, Winter, Frank, Walt & Prasad, 1989)

Dans les premières études sur l'équilibre, les mesures étaient généralement unidirectionnelles et reflétaient le mouvement du corps seulement dans la direction antéro-postérieure (plan sagittal) (Murray, Seireg & Scholz, 1967; Overstall et al., 1977; Fernie et al., 1982; Ring et al., 1988) ou dans la direction médio-latérale (plan frontal) (Brocklehurst et al., 1982). Maintenant, les mesures peuvent être obtenues simultanément pour le déplacement du centre de pression dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale (plan frontal), comme la vitesse ou le déplacement instantané du COP à partir de la moyenne géométrique des composantes (Prieto, Myklebust, Myklebust, Kreis, 1992, Prieto et al., 1993). Il est à noter que le COP est obtenu à partir des données de la plate forme

dynamométrique et qu'on lui réfère souvent de façon erronée pour indiquer les oscillations posturales (Alexandre, 1994).

2.6.2.3 Le contrôle de la stabilité posturale

Des modèles mathématiques ont été développés sur la dynamique du contrôle de la posture. Ces derniers sont principalement basés sur des représentations du mouvement du corps comme d'un pendule inversé, pour quantifier les relations entre les angles des segments du corps et ainsi étudier le rôle relatif du torque de la cheville et de celui de la hanche pour obtenir une posture bipède stable (Koozekanani, Stockwell, McGhee, Firoozmand, 1980). Gurfinkel (1973) présentait la première analyse mathématique claire qui distingue le COP, obtenu à partir des forces de réaction au sol, de la projection verticale du centre de gravité durant la station debout. Cette distinction constitue une importante contribution dans la compréhension du phénomène de contrôle de la posture humaine. Des études ont montré que la trajectoire du centre de pression ne représente pas le déplacement du centre de gravité (Murray, Seig & Scholz, 1967; Koozerkanani et al., 1980; Spaepen, Peeraer & Willems, 1979; Ruder, Mackinnon & Winter, 1989). Le COP est la localisation du vecteur de la réaction verticale du sol sur la plate forme dynamométrique (Winter, 1990).

2.6.2.4 La relation entre le COP et le COM.

Durant la position debout, le produit de la force de réaction du sol par la distance entre le COP et la cheville est égal au moment de force généré par les muscles de la cheville. Ce moment de force reflète le patron moteur net à la cheville et la réponse du système nerveux central pour corriger le déséquilibre du COM (Winter, 1990).

Le COP a été utilisé plus fréquemment que le centre de gravité dans l'évaluation de la stabilité posturale. Les paramètres associés aux mesures du COP dans les études de stabilité posturale incluent principalement la moyenne de l'amplitude, l'étendue, la variabilité, l'aire, la vitesse, la

direction dominante et le spectre de fréquence (Prieto et al, 1993; Winter et al., 1990). Cependant, elles n'offrent qu'une information limitée dans le contrôle de la position debout (Winter et al., 1990).

Les études de la distribution du poids et le changement dans la position statique ont aussi utilisé les mesures basées sur les forces de réaction au sol (Henriksson, Johansson, Olsson & Ostlund, 1967; Mizhari & Susak, 1989; Murray & Peterson, 1973, Prieto, 1993).

Le relation entre le COP et le COM durant le maintien de la station debout est telle que le COP doit se déplacer continuellement au delà du COM afin de maintenir ce dernier dans une région sécuritaire à l'intérieur de la base de support.

La différence entre le COM et le COP avait d'ailleurs été démontrée et le modèle suivant l'illustre clairement (Winter et al., 1990).

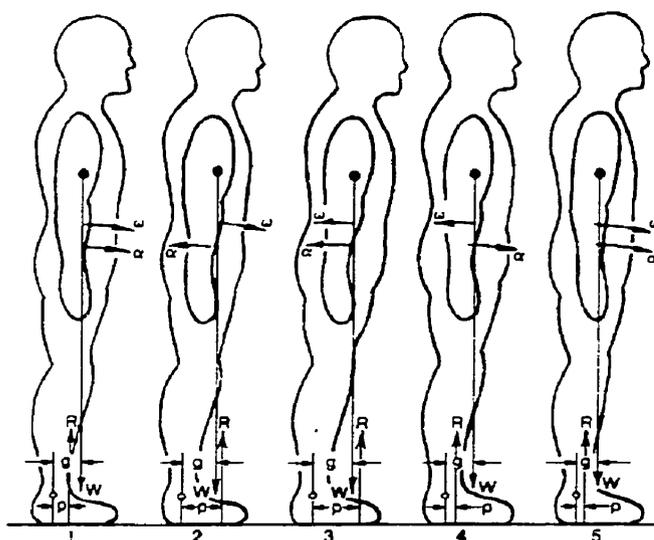


Figure 2.3 : Modèle de la différence entre le COM (W) et le COP (R)

La figure 2.3 montre un sujet oscillant antéropostérieurement pendant qu'il se tient debout sur une plate forme dynamométrique. Chaque figurine démontre les changements de situation prenant place à cinq différents moments dans le temps. Le COM représente la position moyenne des centres de masses de chacun des segments du corps, le COP représente le point d'application des forces de réaction du sol sous les pieds.

Temps 1 : Le COM corporel (W) est en avant du COP (R) et la vitesse angulaire (ω) est dans le sens horaire. Le poids corporel (W) et la force de réaction au sol (R) agissent à une distance g et p respectivement de l'articulation de la cheville. Si on considère le corps comme un pendule inversé pivotant autour de la cheville, un moment anti horaire égal à Rp et un moment horaire égale à Wg vont prendre place. Si $Wg > Rp$, alors le corps subira une accélération angulaire (α) dans le sens horaire (χ) et afin de corriger cette situation de déséquilibre, le sujet fera progresser son COP vers l'avant comme au temps 2: où le R est antérieur au W . Maintenant le produit Rp est devenu supérieur au produit Wg ($Rp > Wg$) ainsi, l'accélération angulaire α va changer de direction et le sujet commencera à ralentir ω jusqu'au temps 3. Le même phénomène se se produit au temps 4 et temps 5. À partir de cette séquence des ajustements du COP et du COM, on peut voir que les fléchisseurs plantaires / fléchisseurs dorsaux peuvent régulariser l'emplacement du COM en contrôlant le moment net à la cheville. Cependant, il est apparent que l'amplitude dynamique du COP doit être plus grande que celle du COM (COP doit pouvoir se déplacer de façon continue de part et d'autre par rapport au COM).

Dans une condition statique, le COP coïncide avec la projection du COM. Toutefois, étant donné que le COP se déplace pour tenir le COM au dessus de la base de support, son oscillation est généralement plus importante en grandeur et en fréquence que le déplacement du COM (Gurfinkel, 1973; Roberts & Stenhouse, 1976; Shimba, 1984; Thomas & Whitney, 1959; Prieto et al., 1993; Murray et al., 1967; Spaepen, Vracken & Willems, 1977; Ruder et al., 1989, Winter, 1990). La

figure 2.4. adaptée de Winter, 1990, montre cette différence dans les oscillations du COM et du COP.

Par ailleurs, ces oscillations du COP et du COM mises en jeu par l'équilibre debout sont fonction de la grandeur de la base de support (Kingma, Toussaint, Commissaris, Hoozemans, & Ober, 1995) et leurs variations sont quantifiées selon les plans antéro-postérieur A/P et médio-latéral M/L.

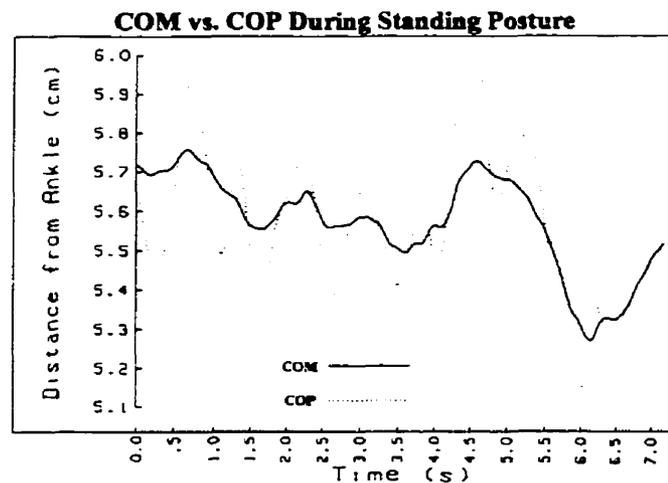


Figure 2.4 : Oscillation du COP autour du COM pour garder ce dernier en équilibre.

Les mesures du domaine temporel incluent la valeur RMS (root-mean-square) de la moyenne géométrique du COP. La valeur RMS calculée du torque dans le plan sagittal, généré par le sujet sur la surface de support, est une méthode fiable pour indiquer la somme des moyennes des oscillations posturales durant une période spécifique (Bles, Kapteyn, Brandt & Arnold, 1980; Hu & Woollacott, 1994).

Lucy & Hayes, (1989) rapportaient que l'amplitude moyenne en valeur RMS du COP dans la position debout normale avec yeux ouverts varie avec l'âge : dans la direction antéro-postérieure, elle passe de $2,61 \pm 1,01$ mm chez les jeunes adultes à $3,98 \pm 1,37$ mm chez les personnes âgées de 70 - 90 ans; dans la direction médio-latérale, elle passe de $1,79 \pm 0,41$ mm à $3,04 \pm 1,34$ mm.

Hu & Woollacott. (1994) ont utilisé la valeur RMS du torque antéro-postérieur pour vérifier l'effet de l'entraînement mutisensoriel sur l'amélioration de l'équilibre chez les personnes âgées avec des problèmes de chutes. Topper et al., (1993) dans une étude sur l'évaluation des facteurs de risque de chutes chez les aînés, rapportent que la valeur de l'amplitude RMS dans la direction médio-latérale est un meilleur prédicteur de risque de chutes.

2.4.2.5 L'activité asymétrique des deux jambes dans le contrôle postural

L'évaluation biomécanique vise à mesurer les principaux paramètres du contrôle postural en station bipède. Parmi les méthodes objectives d'évaluation de l'activité posturale chez les personnes âgées avec ou sans pathologie, le test en position debout semble être avantageux, car il reste facile à exécuter et demande une coopération minimale des sujets testés (Mizrahi, Solzi, Ring & Nisell, 1989; Ring & Mizrahi, 1991).

L'activité posturale dans la position debout est mesurée par deux plates formes de force et est investiguée séparément pour chacune des jambes, afin de fournir une information détaillée sur l'activité individuelle pour chaque côté du corps. La plupart des études antérieures ont été conduites avec les deux pieds sur une même plate forme (Gurfinkel, 1973, Nayak, Gabell, Simons & Isaacs, 1982; Soames & Atha, 1982; Powell & Dzendolet, 1984; Harris, Reidel, Matesi & Smith, 1992; Yoneda & Tokumasu, 1986; Berg et al. 1992). D'autres études cependant ont utilisé deux plates formes adjacentes (Nashner, Shumway-Cook & Marin, 1983; Mizrahi & Susak, 1989; Mizrahi, Groswasser, Susak & Reider-Groswasser, 1989; Mizrahi, Solzi, Ring & Niell, 1989, Soutas-Little,

Hillmer, Hwang & Dhaher, 1992; Patla et al., 1989; Topper et al., 1993; Winter, Prince, Stergiou & Powell, 1993). Traiter les oscillations du corps en considérant ce dernier comme une structure unique de support ne peut fournir suffisamment d'information détaillée sur l'activité de chaque jambe de support: les forces, égale et opposée, des deux jambes seront alors cachées (Mizrahi et al., 1989). En effet, déjà Arcan, Brull, Najenson & Solzi, (1977), utilisant les mesures de pression des jambes au sol, rapportaient une asymétrie frappante de 75% dans la distribution du poids entre les pieds. La figure 2.5, adaptée de Winter (1993), montre les courbes des oscillations en anti-phases des forces de réaction (droite et gauche) au sol lors du transfert de poids. Ainsi, l'information détaillée sur l'activité de chaque jambe est essentielle pour comprendre le mécanisme impliqué dans l'oscillation posturale normale et, même d'avantage pour décrire et évaluer des déficiences posturales spécifiques existantes dans le cas de pathologie (Nashner et al., 1983; Mizrahi & Susak, 1989), de même que pour aider à caractériser les changements en relation avec l'âge dans le maintien postural à la station debout (Prieto et al., 1993).

L'étude de Winter et al., (1993), utilisant l'information détaillée de l'activité de chacune des jambes de support, rapporte que les stratégies motrices associées au COP à divers articulations sont différentes; ces auteurs ont aussi démontré que la stratégie de cheville dans le contrôle postural à la position debout pieds côte à côte est limitée à la direction A/P (les oscillations A/P droites et gauches sont en phases) et, contrairement aux déductions des études antérieures considérant la direction M/L, est sous le contrôle des fléchisseurs dorsaux / plantaires de la cheville, le chargement / déchargement dans la direction M/L est plutôt sous le contrôle des abducteurs / adducteurs de l'articulation de la hanche (les oscillations M/L droites et gauches sont en anti-phases) (Winter et al., 1993).

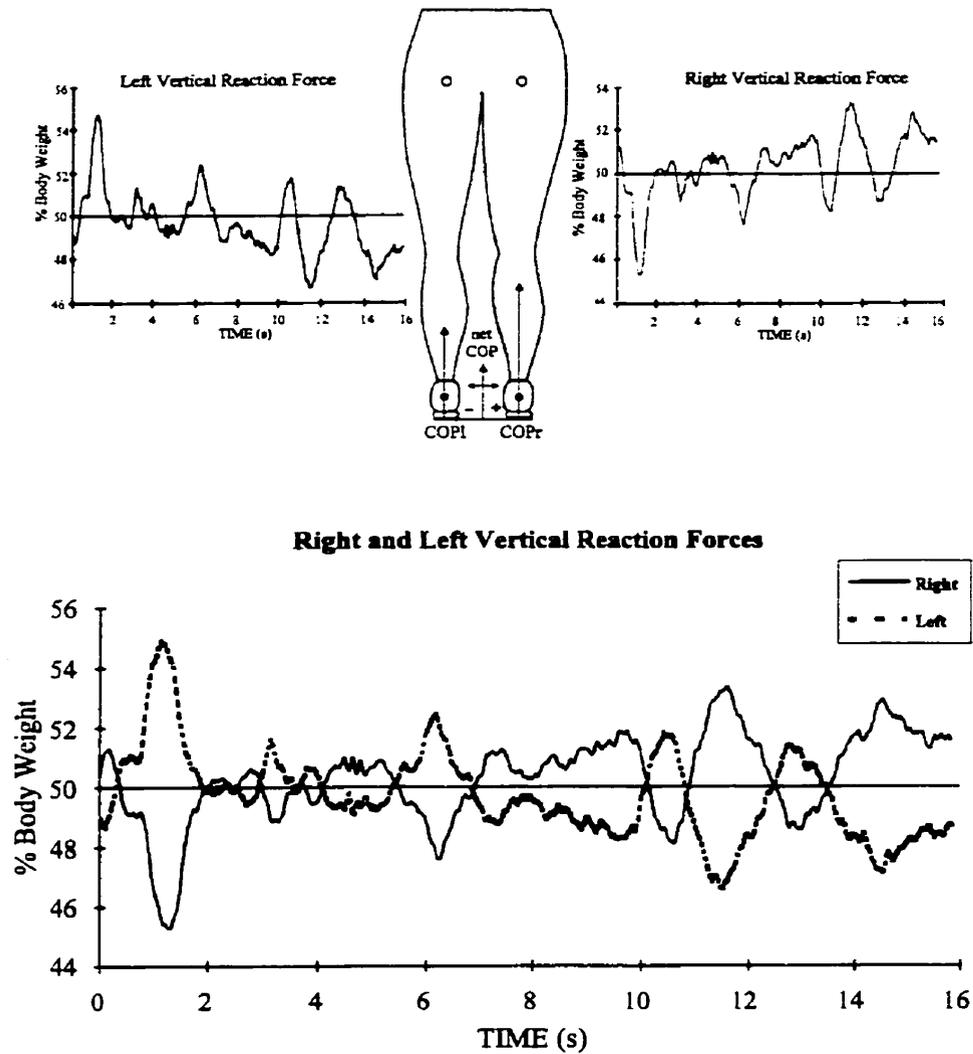


Figure 2.5 : Les oscillations en anti-phases lors du chargement / déchargement dans la direction M/L

Le mécanisme impliqué dans l'action musculaire régularisante opère indépendamment dans la jambe droite et la jambe gauche.

Ce mécanisme implique :

1) L'existence de mouvement relatif entre les segments du corps, ce qui contribue aux corrections du mouvement du corps entier (Valk-fai, 1973, Mizrahi et Susak, 1989).

2) En plus des organes vestibulaires, la simple rotation au niveau des chevilles est désignée comme source majeure d'information sur l'orientation du corps (Nashner, 1976; Era & Heikkinen, 1985). En comparaison avec le point précédent, cette dernière source d'information, qui est basée sur les réflexes d'étirement et de longue boucle des muscles fléchisseurs / plantaires postérieurs (Smith, 1957), était rapportée par Nashner (1971, 1976) être plus significative dans les hautes fréquences d'oscillations.

3) Les hautes fréquences d'oscillations (~10 Hz) sont dissociées des effets d'élasticité passive par Thomas et Whitney (1959) et associées plutôt au tremblement, possiblement originaire de l'asynchronisation résultante des unités motrices individuelles, et accompagnant toute activité musculaire. Ceci peut indiquer que chaque jambe agit indépendamment avec un patron d'activité posturale individuelle.

2.4.2.6 Configuration des pieds et stratégies utilisées

L'étude de Winter et al., (1993) rapporte que l'oscillation du COP corporel (appelé COP_{net} ou COP_n) résulte de la contribution de deux composantes : la fluctuation des forces de réaction au sol, R, résultant du chargement et du déchargement du poids droite/gauche (appelé COP_v); et du mouvement du centre de pression sous chacun des pieds (appelé COP_c). Cependant la contribution du COP_v (stratégie de hanche ou de transfert de poids), et du COP_c (stratégie de cheville) change avec la configuration des pieds et selon le plan évalué, A/P ou M/L. Ainsi, et comme le démontre la figure 2.6 adaptée de Winter et al., 1993, dans la position où les pieds sont:

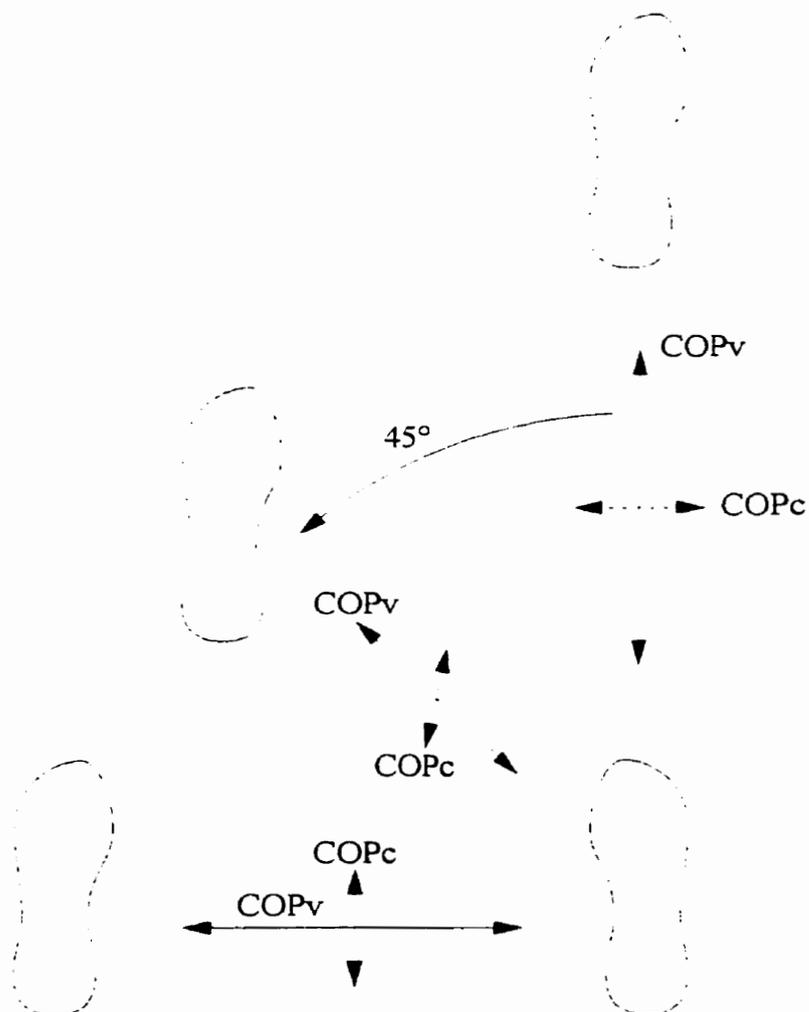


Figure 2.6 : Configuration des pieds et stratégies utilisées

Côte à côte : l'activité posturale est assurée dans le plan A/P par une dominance de la composante COPc traduisant l'activité des fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville, tandis que dans le plan M/L c'est le COPv reflétant l'activité des adducteurs et des abducteurs de la hanche qui domine.

En tandem : à l'inverse de la position côte à côte des pieds, la stratégie de la hanche (COP_v) domine la stratégie de cheville lors de l'équilibration du corps en A/P. Par contre, le COP_c reflétant l'activité des inverseurs et des éverseurs de la cheville domine le COP_v dans le plan M/L.

À 45 degrés : en A/P, la stratégie de cheville est dominante et annule les mécanismes de charge/décharge de la hanche; en M/L les deux composantes COP_c et COP_v interviennent de façon équivalente.

2.4.2.7 Les paramètres spécifiques au Test biomécanique

a) *La période de temps durant laquelle le sujet est debout sur la plate forme et la portion de ce temps sélectionnée pour l'analyse*: La portion du temps analysée n'est pas toujours déclarée explicitement dans la littérature (Prieto et al., 1993). L'étendue de la période d'analyse varie

de 8s à 10s	Daley & Swank, 1981; Era & Heikkinen, 1985; Hasan, Goldner, Lichtenstein, Wood & Shiavi, 1990
de 18s à 20s	Motta, 1991; Jeong, 1991
de 30s à 40s	Goldie, Bach & Evans, 1989; Hufshmidt, Dichgans, Mauritz & Hufshmidt, 1980; Kapteyn, 1972; Mauritz, Dichgans & Hufshmidt, 1979; Ring & Mizrahi, 1991; Mizrahi et al., 1989
50s à 60s	Bensel & Dzenolet, 1968; Njiokiktjien & Van Parys, 1976; Taguchi, Lijima & Suzuki, 1978; Doman, Fernie & Holliday, 1978; Fernie et al., 1978
de 70s à 80s	Stribley, Albers, Tourtellotte, & Cockrell, 1974; Yoshizawa, Takeda, Ozawa & Sasaki, 1991

Cependant, la durée de l'essai varie de quelques secondes à quelques minutes

de 20s à 60s	Harris et al., 1992; Patla et al., 1989; Mizrahi et al., 1989; Soutas-Little et al., 1992
de 60s à 120s	Yoreda et al., 1986; Caroll et Freedman, 1993; Soames et al., 1982; Topper et al., 1993; Berg et al., 1992
de 120s à 180s	Thomas & Whitney, 1959, 1993; Fernie et al., 1978; Powell et al., 1984
de 21 mn	Bensel et al., 1968

b) *Position et espace entre les pieds*. L'effet de la position des pieds a été spécialement évalué par Stribley et al., (1974) qui rapporte que la posture, spécialement dans la direction médio-latérale, est plus stable avec une large ouverture entre les pieds, comparativement à la station debout avec les pieds parallèles et collés ensemble. Des résultats similaires ont été rapportés dans d'autres études (Nayak et al., 1982; Kirby, Price & MacLeod, 1987; Soames & Atha, 1980; Mizrahi et al., 1989). Cependant, la distance entre les pieds n'est pas toujours déclarée. Une distance de 30 cm entre les deux pieds dans la position debout normale a été rapportée par Mizrahi et al., (1989), cependant Frank et al., (1989) utilisent une distance égale à deux fois la longueur du pied.

c) *Le port des chaussures*. La différence entre les tests d'oscillations avec ou sans chaussures n'est pas documentée dans la littérature. Cependant, certaines études évaluent avec chaussures (Mizrahi et al., 1989; Ring et al., 1991), alors que d'autres le font sans chaussures (Hu & Woollacott, 1994).

d) *Configuration des pieds* : Dans la plupart des études, le test statique est souvent réalisé avec les deux pieds parallèles. Frank et al., (1989) indiquent que les changements avec l'âge dans la position debout statique ne peuvent être vus que par la réduction de la base de support et suite à une analyse de fréquences des ajustements du COP. Les différentes configurations utilisées dans le test statique sont : les deux pieds parallèles collés ensemble ou séparés, les pieds en tandem ou avec support sur un pied avec la jambe dominante en avant (Frank et al., 1989; Patla et al., 1989; Soutas-Little et al., 1992).

e) *Fréquence d'échantillonnage* : La fréquence d'échantillonnage n'est souvent pas mentionnée, cependant les fréquences qui ont été relevées dans la littérature sont : 10 Hz (Powell et al., 1984); 100 Hz (Carroll & Freedman, 1993) et 135 Hz (Harris et al., 1992).

f) *Nombre d'essais* : Le nombre d'essais n'est pas toujours déclaré dans la littérature. cependant, il varie selon les auteurs: de 3 essais (Frank et al., 1989), à 4 essais (Soames et al., 1982), jusqu'à 10 essais (Harris et al., 1992).

2.5 Méthodes d'entraînement recensées

Nombreuses sont les investigations qui ont tenté de déterminer les méthodes d'entraînement efficaces pour améliorer l'équilibre debout ou la stabilité posturale chez les personnes âgées. Les programmes d'entraînement pour les aînés étaient créés sans identification préalable d'un système cible tel qu'un groupe musculaire spécifique ou une des modalités du système sensoriel (Hu et al., 1994).

Traditionnellement, l'équilibre était conceptualisé comme une fonction globale et les programmes traditionnels d'exercices incluant des mouvements de la totalité du corps, des étirements et de la relaxation n'ont pas montré d'effet, même si la durée des programmes était relativement longue (9-16 semaines) (Grilly, Willems, Trenholm, Hayes & Richardson, 1989, Lichtenstein, Shields, Shiavi & Burger, 1989). Les programmes d'entraînement doivent être établis selon les besoins des individus et le système physiologique ciblé doit être identifié pour que le programme soit efficace (Woollacott & Schumway-cook, 1990). Les programmes d'entraînement avec identification d'un système cible tel que la force musculaire des membres inférieurs ou le système vestibulaire, se sont traduits par une amélioration positive de la performance de l'équilibre chez les sujets entraînés (Brandt, Büchele, Krafczyk, 1986, Ledin, Kronhed, Möller, Möller, Ödkvist, 1991).

Les études qui ont ciblé la force musculaire rapportent que l'entraînement de ce type chez les adultes frêles ou sédentaires semble améliorer certains aspects du contrôle postural, tels que l'habileté de la marche en tandem (Fiatarone, Mark & Ryan, 1990). Cet entraînement, dans les premières semaines, implique des composantes neuromusculaires, comme semble l'indiquer l'augmentation de

l'activité EMG qui l'accompagne (Moritani & Devries, 1979). Les composantes neuromusculaires contribuent davantage à l'augmentation de la force chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes (Moritani & Devries, 1980). L'augmentation de la force peut être due à l'acquisition d'une certaine adresse dans l'exécution de la tâche, ce qui implique une augmentation de la force ou de la coordination des autres muscles fixateurs nécessaires pour le support du corps durant l'exécution de la tâche (Rutherford & Jones, 1986). Il existe aussi une évidence scientifique qu'avec l'entraînement, la force des sujets âgés peut être améliorée dramatiquement, surtout lors de tests exécutés à grande vitesse (Aniansson, Ljungberg, Rundgren & Wetterqvist, 1984). Cependant, un entraînement en force ne peut à lui seul être suffisant pour améliorer le contrôle postural. Les détériorations du contrôle postural qui résultent d'un alitement ne peuvent être évitées par des exercices isotoniques et isométriques en position couchée. L'entraînement doit être conduit dans la position debout ou autres positions par exemple, dans lesquelles les systèmes intégrants du contrôle postural particulièrement vestibulaire et somatosensoriel, sont activés (Alexandre, 1994).

D'autres études ciblant le système vestibulaire rapportent que les exercices d'entraînement (visant une accoutumance vestibulaire) adaptés à chaque sujet, peuvent réduire les maladies vestibulaires même chez les sujets âgés (Norre & Beckers, 1988). Le contrôle postural chez les sujets avec des déficits périphériques vestibulaires peut aussi être amélioré par une réadaptation vestibulaire (Horak, Jones-Rycewicz & Black, 1992). Les techniques de réadaptation vestibulaire peuvent toujours fournir la base pour établir un programme d'entraînement à l'équilibre chez des personnes âgées (Alexandre, 1994), en introduisant des exercices faisant appel à des stratégies de réponse posturale et à la coordination des mouvements des yeux et de la tête avec stabilisation du regard et exploration des limites de perception de la stabilité (Shumway & Horak, 1990; Shumway & Horak, 1986).

Dans des cas de crainte importante de chuter, une désensibilisation du comportement ou autres thérapies physiques peuvent être efficaces pour réduire la crainte et faciliter l'ambulation (Bhala, O'Donnell & Thoppil, 1982). Une technique d'imagerie mentale du mouvement utilisé pour changer la posture, de même que des approches basées sur des modèles neuromusculaires, peuvent aussi aider à améliorer le contrôle postural (Fansler, Poff & Shepard, 1985).

Un modèle d'entraînement systémique qui reconnaît l'interaction de multiples systèmes (incluant les systèmes vestibulaire, visuel, somatosensoriel moteur et musculosquelettique) qui contribuent à maintenir l'équilibre postural a aussi été développé. L'étude de Brandt et al., (1986) rapporte une amélioration de la stabilité posturale chez des jeunes adultes après cinq jours d'entraînement dans lequel l'information sensorielle était augmentée ou réduite, en se mettant debout sur tapis mousse pour réduire les informations somatosensorielles sous les pieds, en fermant les yeux pour éliminer l'information visuelle, et en penchant la tête en arrière pour altérer l'information vestibulaire. La stabilité était mesurée en calculant les valeurs RMS du torque antéropostérieur démontré par les sujets en position debout sur la surface de support.

Une approche similaire est utilisée par Hu & Woollacott (1994) auprès de 24 personnes âgées entre 65 et 90 ans autonomes, vivant à domicile, dans une étude visant l'amélioration de l'équilibre. Les sujets complétaient 10 séances d'une heure d'entraînement d'équilibre multisensoriel durant une période de 15 jours. Le programme comporte huit conditions exécutées de façon progressive, chacune consistant en 5 essais de 10 secondes, les conditions étant exécutées, avec un temps de repos de 10 secondes., selon la progression suivante:

	<u>Proprioception</u>	<u>Vision</u>	<u>Vestibulaire</u>
1.	surface molle.	yeux ouverts,	position de la tête : neutre.
2.	surface molle,	yeux fermés,	position de la tête : neutre.
3.	surface molle.	yeux ouverts,	extension de la tête.
4.	surface molle,	yeux fermés,	extension de la tête.

- | | | | |
|----|---------------|---------------|-------------------------------|
| 5. | surface dure. | yeux ouverts. | position de la tête : neutre. |
| 6. | surface dure. | yeux fermés. | position de la tête : neutre |
| 7. | surface dure. | yeux ouverts. | extension de la tête. |
| 8. | surface dure. | yeux fermés. | extension de la tête. |

Les auteurs de cette étude rapportent une amélioration de la stabilité après entraînement (diminution des valeurs RMS de l'amplitude du mouvement de centre de pression dans le plan antéropostérieur dans la position monopodale), et concluent que l'entraînement de l'équilibre destiné à améliorer l'interaction sensorielle pourra améliorer efficacement la performance de l'équilibre chez les personnes âgées. Le tableau 2.2, traduit et adapté de Whipple (1997), résume les caractéristiques frappantes de 10 études randomisées portant sur l'entraînement d'équilibre chez des personnes âgées: description des interventions, variables de mesures, résultats.

Tableau 2.2 Comparaison d'études randomisées portant sur l'entraînement de l'équilibre chez les aînés sains.

Étude (année)	Nombre Groupe	Âge	Fréquence de l'exercice	Description de l'intervention	Résultats	changement significatif
Topp et al. (1979)	25 GE 30 GT	71	12 semaines 3X60min / se	Exercices en résistance pour les MS et MI utilisant les tubes élastiques en augmentant progressivement l'épaisseur (2 des 3 sessions sans supervision à domicile)	Marche arrière tandem Debout sur 1 jambe, YF	Non Non
Fansler et al. (1985)	12 GE1 12 GE2 12 GT	79	3 jours 5 min / jour	GE1: 3 X se tenir debout sur une jambe après cassette de relaxation GE2: 3 X équilibre monopodal après cassette de relaxation et imagerie mentale	Debout sur 1 jambe	Oui
Era (1988)	13 GE1 11 GE2 18 GT	76	8 semaines 2X60min/sem	GE1: musculation isométrique et dynamique des membres et tronc GE2: le « traditionnel » maintien du poids, rythme, flexibilité	Oscillations YO	Oui GE1
Lichstepstein et al. (1989)	24 GE 26 GT	77	16 semaines 3X60min/sem	étrétement, équilibre statique, marche en tandem, marche sur une ligne, accomplir des manoeuvres avec signal par couleur, marcher	Debout sur 1 jambe Oscillations AP YO/YF	Non Non
Grilly et al. (1989)	25 GE 25 GT	82	12 semaines 3X35min/sem	se tenir debout 1 ou 2 jambes non spécifié, coordination, respiration, flexibilité, force antigravitaire tronc-cheville, relaxation	Oscillations YO/YF	Non
Hopkins et al. (1990)	35 GE 30 GT	65	12 semaines 3X50min/sem	20 min d'aérobic avec musique (étirements, marche, mouvements progressifs de danse); 30 min d'échauffement et de retour au calme; 100-120 FC	Debout sur 1 jambe	Oui
Johanssen et Jarnlo (1991)	18 GE 16 GT	70	5 semaines 2X60min/sem	marche et pas de danse avec musique; différentes directions vitesses combinés avec des mouvements bras-cou-tronc, s'asseoir / se lever	Debout sur 1 jambe Vitesse maximale marche	Oui Oui
Jedin et al. (1991)	15 GE 14 GT	73	9 semaines 2X45min/sem	jogging, sauter, marcher sur les talons ou sur les orteils, tourner soudainement, marcher sur les côtés, marche arrière, s'asseoir et se lever, se tenir debout sur une jambe avec YO et YF, mouvement de la tête avec fixation du regard, jeux de balles, trampoline	Debout sur 1 jambe plus mouvement tête Temps marcher/tourner PFD	Oui Oui Non Non
McMurdo et Burnett (1992)	44 GE 43 GT	65	32 semaines 2X45min/sem	30 min d'exercice avec musique (contient des éléments d'endurance, musculation avec petite résistance et souplesse); 15 min d'échauffement	debout YO Oscillations normales AP	Non
Reinsch et al. (1992)	123 GE 101 GT	74	52 semaines 3X60min/sem	un nombre spécifique de répétitions de se lever d'une chaise et monter une marche de 15 cm; échauffement et retour au calme fait d'étirements et des mouvements avec musique	Debout sur 1 jambe YF: 10 s'asseoir / lever	Non Non
Judge et al. (1993)	12 GE1 9 GE2	68	26 semaines 3X60min/sem	GE1: 20 min marche (70% de FC); exercice progressif en résistance d'extension genou, traction jambe; abduction/adduction hanche poids léger, passerelle, botté, balancement du bassin, étirement statique, équilibre (transfert de poids, pas avant/arrière), pivot GE2: même exercices d'étirement et d'équilibre (30 min/sem.)	Debout sur 1 jambe Debout sur 2 jambes	Non
Hu et Woollacott (1994)	12 GE 12 GT	75	2 semaines 10X40min	10 sec par essai dans 8 conditions debout combinant YO / YF. Surface dure / molle, tête en extension / neutre	Debout sur 1 jambe PFD YO/YF debout PFD	Oui Non

AP = antéropostérieur; GE = groupe expérimental; GT = groupe témoin; PFD = plate forme dynamique; YO = yeux ouverts; YF = yeux fermés
MS = membres supérieures; MI = membres inférieures; FC = fréquence cardiaque

La prévention des chutes et des blessures qui en résultent devient l'objectif le plus important des programmes d'intervention au niveau des services gériatriques auprès des patients hospitalisés, en communauté ou en résidence. L'intérêt pour trouver des stratégies efficaces d'intervention s'est plus accentué récemment. Les interventions jusqu'à récemment ne visaient ni la population prédisposée à chuter, ni leur effet sur les chutes (Rubenstein, 1997). Dans l'objectif de trouver le type d'intervention ou d'exercice le plus efficace, l'Institut National du vieillissement aux USA a lancé une série de huit études innovatrices sous le thème: « the Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques (FICSIT) ». L'objectif visé n'a pas été rencontré, cependant, l'intervention basée sur les exercices de Tai Chi est la seule à rapporter une réduction de chutes plus significative que les autres (Rubenstein, 1997). Le tableau 2.3 traduit et adapté de Rubenstein (1997) résume différentes interventions visant la prévention de chutes.

L'étude longitudinale menée par Tinetti, Baker, Garrett, Gottschalk, Koch & Horwitz, (1993) dans le méga projet FICSIT est basée sur une progression de 4 niveaux d'exercices d'équilibre. Ces exercices ont été choisis à partir des activités quotidiennes. Cette étude rapporte un changement après 12 mois d'intervention. Ce changement consiste en une amélioration de la mobilité : manoeuvres d'équilibre et de la marche pour les activités durant le jour, stabilité d'équilibre immédiatement après s'être levé de la chaise avec pieds en tandem ou pieds côte à côte. Le programme d'une durée de 20 minutes est exécuté deux fois par jour et comprend des exercices dont la difficulté d'exécution augmente progressivement selon 4 niveaux, au fur et à mesure que se déroule la période expérimentale. Les sujets doivent répéter autant de fois qu'il le faut pour réussir les exercices de chaque niveau pour passer au suivant.

Tableau 2.3 Différents types d'interventions chez les personnes âgées à risque de chutes: études randomisées avec suivi.

Références	Population	Intervention / Fréquence / durée	Variables mesurées	Résultats	Effet / chutes
Reinsch et al. (1992), Californie	en communauté moy. 75 ans N = 230	exercices ou programme de comportement cognitif 3X/sem sur 12 mois 1 an de suivi	Chutes, force, équilibre, peur de chuter, perception personnelle de la santé	Pas de changement significatif dans aucune mesure	pas de réduction de chutes
Hombrook et al. (1993), Oregon	Patients d'OMS 65 ans et plus 1 facteur de risque de chutes	comportement de la marche, entraînement d'équilibre et en force, sécurité à domicile, imagerie mentale 2 ans de suivi	statut de santé, fonctionnement, chutes, soins et coûts résultant des chutes	Pas de changement significatif dans aucune mesure	pas de réduction de chutes (rapport de FICSTT)
Buchner (1993), Washington	en communauté âge: 68-85 ans N = 100 faible, muscul. jambes, marche détériorée	Entraînement en force, entraînement en endurance ou combiné: 3 ou 6 mois 3 mois de suivi	force, capacité aérobie, marche, équilibre, chutes, fonctionnement physique	Pas de changement significatif dans aucune mesure	pas de réduction de chutes (rapport de FICSTT)
Tinetti et al. (1994), Connecticut	en communauté 70 ans et plus à risque de chutes	Programme multidisciplinaire pour réduire les facteurs de risque: changement de comportement et de médication, éducation et exercices 1 an de suivi	Taux de chutes, taux de blessures, peur de chuter	le groupe d'étude a moins de facteurs de risque et a diminué la peur de chuter après 1 an de suivi	réduction significative de chutes et peur de chuter (30% approximativement)
Fritarone et al. (1994), Massachusetts	en clinique 70 ans et plus chutent ou sont à risque	Entraînement en résistance ou suppléments nutritifs 3X/sem sur 10 semaines 6 mois de suivi	force, mobilité, bilan nutritif, masse musculaire, chutes	le groupe d'exercices présente une amélioration de la force musculaire, vitesse de marche, activités physiques et masse musculaire	pas de réduction de chutes
Mulrow et al. (1994), Texas	en clinique moy. 80 ans N = 97; 97	GI: Thérapie physique (TP) 3X/sem sur 4 mois GT: visites amicales 1 an de suivi	Fonctions physiques, scores en activités quotidiennes, perception personnelle de la santé, chutes	15,5% d'amélioration dans l'échelle de mobilité dans le groupe de TP, et réduction de l'utilisation du système d'assistance à 4 mois	pas de réduction de chutes
Wolf et al. (1996), Georgia	en communauté 70 ans et plus N = 200	Entraînement d'équilibre par ordinateur ou entraînement Tai Chi sur 15 sem. 4 mois de suivi	force de préhension, flexibilité, PS, niveau fonctionnel, chutes, peur de chuter, bien être	réduction de la peur de chuter et de la PS dans le groupe de Tai Chi	Réduction de 47,5% du taux de chutes dans le groupe Tai Chi
Wolfson et al. (1996), Connecticut	en communauté 75 ans et plus N = 109	Entraînement d'équilibre ou entraînement en résistance 3 fois/sem sur 6 mois 6 mois de suivi	équilibre, marche, force, taux de chutes	Entraînement de l'équilibre a amélioré significativement les mesures d'équilibre, entraînement en résistance a amélioré la force des MI	pas de réduction de chutes

OMS = organisation du maintien de la santé, PS = pression sanguine, MI = membres inférieurs

2.6 Problématique

2.6 1 L'approche visée dans l'intervention est systémique

Le programme d'entraînement de cette étude reconnaît l'interaction de multiples systèmes qui contribuent à maintenir la posture et l'équilibre postural, tel que rapportée dans les études de Brandt et al., (1986) et Hu et Woollacoot (1994). Il reconnaît aussi l'importance d'utiliser des activités quotidiennes dans l'entraînement d'équilibre chez les personnes âgées à risque de chutes, tel que rapporté dans l'étude de Tinetti et al. (1993). Cependant, tel que décrit dans la partie 2.2 de ce chapitre, le contrôle postural étant une forme émergente qui résulte de l'interaction entre la personne et son environnement, cette étude reconnaît l'importance de considérer cet élément dans l'entraînement du contrôle postural. Par ailleurs, l'approche utilisée dans la présente intervention diffère des approches utilisées dans les interventions recensées à ce jour, et vise l'amélioration de l'équilibre chez les personnes âgées à risque de chutes.

Basée sur les fondements scientifiques abordés dans la partie 2.2 de ce chapitre, l'intervention de la présente étude vise à rehausser la capacité du SN à adapter les entrées sensorielles (visuelle, somatique et vestibulaire) à la tâche et par rapport à l'environnement et donc, avoir une image précise de la position du corps dans l'espace en station ou en mouvement (Shumway-Cook & Horak, 1986). Ceci va rehausser la capacité de générer la synergie musculaire appropriée et de reconnaître le moment de l'appliquer dans le contrôle postural. Concrètement, l'intervention consiste à exercer et à adapter la personne à trouver sa propre stratégie dans les ajustements permettant de faire face à une situation: le programme fait donc appel à des exécutions conscientes avec une intention d'agir, et non à des répétitions de mouvements. Une distinction est à comprendre pour faire la nuance entre

l'exercice et le mouvement. Un mouvement n'est qu'un changement de position dans l'espace d'une ou de plusieurs parties du corps, alors que l'exercice est, comme le définit Bottu (1966), l'action d'exercer consciemment le corps ou l'une de ses parties en vue de réaliser des effets déterminés.

L'approche utilisée dans l'intervention est donc une approche systémique. Cette approche est basée sur la conception actuelle qui considère que l'activité motrice corporelle est une forme émergente de l'interaction de l'individu avec son milieu extérieur. La personne est mise dans des situations d'interaction qui l'incitent à agir de façon adéquate par rapport à un contexte environnemental, contexte dans lequel la personne agit toute seule, en interaction avec un objet, en interaction avec une autre personne et/ou en interaction avec les deux.

Les affordances (Gibson, 1979) qui désignent les potentialités d'action que le milieu offre sont des éléments importants dans cette démarche. Les affordances sont développées par rapport aux objets et aux situations afin d'augmenter la motivation et de susciter l'intention d'agir plutôt que d'imposer des directives.

2.6.2 Objectifs de l'étude

Dans le cadre de la prévention des chutes, le but de cette étude porte sur l'évaluation de l'efficacité d'un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel supervisé sur le contrôle postural chez des personnes âgées de 75 ans et plus vivant à domicile en perte d'autonomie et à risque de chutes (selon le test de Tinetti). L'objectif spécifique de l'étude est d'évaluer l'effet de ce type de programme sur des variables cliniques (test de Tinetti) et des variables biomécaniques (test biomécanique de la posture en station debout). Pour ce faire, la variable indépendante est

l'appartenance au groupe expérimental (programme d'entraînement multisensoriel) ou au groupe témoin (pas de programme). Les variables dépendantes sont extraites des deux tests:

Test clinique de l'équilibre et de la démarche de Tinetti (1986): les trois variables **total**, **démarche** et **équilibre** qui quantifient les stratégies corporelles dans l'exécution de certaines activités quotidiennes sont mesurées. À noter que plus le score est élevé meilleure est la performance.

Test biomécanique de la posture: le contrôle postural résulte du maintien de la posture et du maintien de l'équilibre de celle-ci par le biais d'une stratégie de cheville et/ou une stratégie de hanche. Ceci se traduit biomécaniquement par les déplacements du COM et les déplacements du COPn au delà du COM afin d'obliger ce dernier à rester dans la région sécuritaire au dessus de la base de sustentation; et les oscillations du COP résultent de la contribution du COPc et/ou du COPv selon la configuration des pieds (Winter et al., 1993); plus l'amplitude des oscillations est basse, meilleure est la performance. Donc, dans les conditions pieds côte à côte (C/C) avec yeux ouverts ou yeux fermés, l'amplitude des oscillations en valeur RMS du COM, du COPn et du COPc sera mesurée dans l'axe A/P. (Axe dans lequel les personnes âgées chutent). Dans la condition des pieds à 45°(considérée phase de double appui dans un cycle de marche) et en tandem avec les yeux ouverts, l'amplitude des oscillations en valeur RMS du COM, du COPn, du COPc et du COPv sera mesurée dans l'axe A/P et M/L.

2.6.3 Hypothèses de recherche

L'effet de l'entraînement peut être vérifié de deux façons: en déterminant les changements en relation avec l'entraînement dans un groupe expérimental et en comparant les performances après l'entraînement entre un groupe entraîné et un groupe témoin (Hu & Woollacott. 1994).

Dans cette étude, à la fin de la période d'intervention, les hypothèses principales suivantes seront mises à l'épreuve :

1. Les sujets du groupe expérimental présenteront une amélioration supérieure à celle observée chez les sujets du groupe témoin
2. Les sujets du groupe expérimental présenteront une amélioration supérieure au post test par rapport aux valeurs du pré-test
3. Les sujets du groupe témoin ne présenteront aucune amélioration au post test par rapport aux valeurs du pré-test

SUR

- a) Le score de la composante équilibre du test de démarche et équilibre de Tinetti.
- b) Les paramètres posturaux COM, COPn et COPc en A/P, pieds C/C et yeux fermés.
- c) Les paramètres posturaux COM, COPn, COPc et COPv en A/P, pieds à 45°. YO.

Cependant et dans une optique exploratoire, les hypothèses secondaires suivantes seront aussi mises à l'épreuve :

1. Les sujets du groupe expérimental présenteront une amélioration supérieure à celle observée chez les sujets du groupe témoin
2. Les sujets du groupe expérimental présenteront une amélioration supérieure au post test par rapport aux valeurs du pré-test
3. Les sujets du groupe témoin ne présenteront aucune amélioration au post test par rapport aux valeurs du pré-test

SUR

- d) Les scores "total" et "démarche" du test de démarche et équilibre de Tinetti.
- e) Les paramètres posturaux COM, COPn et COPc en A/P, pieds C/C et yeux ouverts.
- f) Les paramètres posturaux COM, COPn, COPc et COPv en M/L, pieds à 45°. YO.
- g) Les paramètres posturaux COM, COPn, COPc et COPv en A/P et M/L, pieds en tandem.

2.7 Importance de l'étude

Par une intervention basée sur les conceptions actuelles de l'organisation neurodynamique de la motricité humaine et utilisant une approche systémique, cette étude pourra confirmer la possibilité de rehausser les fonctions qui interviennent dans le contrôle postural chez des personnes âgées.

Si l'efficacité d'un tel programme est démontrée par observation d'une amélioration significative du groupe expérimental par rapport au groupe témoin au niveau des variables cliniques et biomécaniques étudiées, ce programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel pourrait être implanté sur une grande population. En plus de retarder le processus de perte d'autonomie et de réduire le taux de chutes chez cette population, il pourrait avoir à long terme de grandes répercussions sur la diminution de l'institutionnalisation et des dépenses liées aux services de santé et aux services sociaux.

Sur le plan théorique, cette étude apportera une information pertinente sur l'efficacité d'un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel sur l'amélioration du contrôle postural et la prévention des chutes chez les aînés âgés de 75 ans et plus en perte d'autonomie, vivant à domicile et pourra éventuellement venir confirmer certaines hypothèses relatives au contrôle postural dans la prévention des chutes.

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

Le but de cette étude est de vérifier l'effet d'un programme multisensoriel supervisé d'entraînement neuromoteur sur la prévention des chutes chez des personnes âgées de 75 ans et plus. La prochaine section présente les différentes approches méthodologiques mises en branle pour vérifier les hypothèses de recherche de la présente étude.

3.1 Recrutement des sujets

Étant donné que ce projet s'est greffé à un méga-projet du centre de recherche en gérontologie et en gériatrie de l'Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke portant sur la perte d'autonomie, les sujets ont donc été sélectionnés à partir de ce méga-projet. Suite à un questionnaire postal adressé à 1752 personnes âgées de 75 ans et plus, 794 ont été identifiées à risque de perte d'autonomie et 503 seulement ont accepté de participer au projet. Une randomisation a été faite selon le sexe, l'âge et le score obtenu au SMAF (Système de Mesure de l'Autonomie Fonctionnelle), et une liste aléatoire déterminant l'assignation des sujets au groupe expérimental (250 sujets) ou témoin (253 sujets) a donc été établie.

Un score de 18 et moins au test de l'équilibre de Tinetti (1986) identifie le sujet comme étant à risque de chutes et le rend éligible à participer à la présente étude.

On a donc prévu, qu'au moins 72 d'entre eux seraient trouvés à risque de chutes suite au test de démarche et d'équilibre de Tinetti (1986) avec un score de 18 et moins au test de l'équilibre et participeraient à la présente étude qui consisterait à vérifier l'effet d'un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel sur le contrôle postural dans le cadre de la prévention des chutes chez des personnes âgées de 75 ans et plus. Ensuite, les sujets éligibles à participer à cette étude devaient répondre en plus aux critères suivants:

1. Être autonome ou semi-autonome et non-institutionnalisé
2. Avoir reçu l'approbation de son médecin pour participer au programme (pas de contre indications médicales à la pratique d'exercices physiques)
3. Être présent pendant toute la période de déroulement du programme
4. Lire et signer le formulaire de consentement présenté en annexe A

3.2 Le schéma expérimental prévu :

Seuls les sujets qui auront passé les étapes préalablement mentionnées pourraient faire partie de cette étude. Comme ces évaluations seraient faites d'une manière progressive et continue, les 36 premières personnes, selon leur assignation, formeraient la première cohorte du groupe expérimental et du groupe témoin. La première session du programme d'intervention commencerait avec cette première cohorte du groupe expérimental au début du mois de mars 1995. Les 36 personnes suivantes formeraient la deuxième cohorte du groupe expérimental et du groupe témoin. La deuxième session du programme d'entraînement débuterait avec cette deuxième cohorte du groupe expérimental à la fin du mois de mars 1995. Les sujets du groupe expérimental participeraient à un programme d'entraînement neuromoteur à dominance multisensorielle pendant 3 mois, à raison d'une demie heure deux fois par semaine. Les séances seraient animées par une éducatrice physique assistée par un physiothérapeute. Les sujets du groupe témoin ne participeraient pas aux séances supervisées d'entraînement multisensoriel, mais seraient, comme ceux du groupe expérimental, évalués en deux temps, soit au début (pré-test) et à la fin du programme (post test). Dans cette évaluation, en plus du test clinique de l'équilibre et de la démarche de Tinetti, les sujets participeraient à une collecte de données visant à extraire les paramètres biomécaniques intervenant dans le contrôle postural. Toutes les mesures sont faites à l'insu de l'assignation.

3.3 Déroulement et progression des séances

L'approche utilisée dans l'intervention est une approche systémique. Le but de cette étude étant de rehausser la capacité fonctionnelle dans la vie quotidienne, le programme est adapté aux capacités et aux besoins des personnes. Les séquences d'actions sollicitées dans les différentes situations sont basées sur des activités quotidiennes. Chaque séance d'entraînement multisensoriel comprend trois parties principales (Louvard, 1982)

3.3.1 Échauffement

La séance débute par une période d'échauffement progressive et dynamique: elle vise à préparer le corps lentement pour l'exécution adéquate des différents mécanismes d'équilibration. Cette période comprend des exercices d'assouplissement et de mobilité impliquant l'ensemble des articulations et des muscles avec une dominance de la région cervicale, de la colonne vertébrale, de la hanche et des chevilles. Ces régions du corps sont sollicitées constamment lors des mécanismes d'équilibration qui vont émerger de l'interaction du sujet avec l'environnement dans les situations dans lesquelles il est mis progressivement.

3.3.2 Entraînement neuromoteur

La deuxième partie de la séance fait place à l'entraînement neuromoteur des systèmes responsables du contrôle postural. Les attitudes posturales dépendent du contexte: les sujets sont mis dans des situations qui sollicitent des prédominances sensorielles et des conditions de conflits intersensoriels. La coexistence entre les différentes modalités sensorielles est toujours assurée. Les systèmes somatosensoriel, visuel et vestibulaire jouent un rôle important dans les mécanismes du contrôle postural. L'accent est donc mis sur les informations sensorielles réceptionnées par ces systèmes via les différents récepteurs. L'absence de la vision est introduite progressivement dans les situations et dans un cadre sécuritaire.

La progression dans les situations passe du simple au complexe, visant à inciter le sujet à agir de façon adéquate en faisant appel à différentes stratégies et attitudes adaptatives (Figure 3.1).

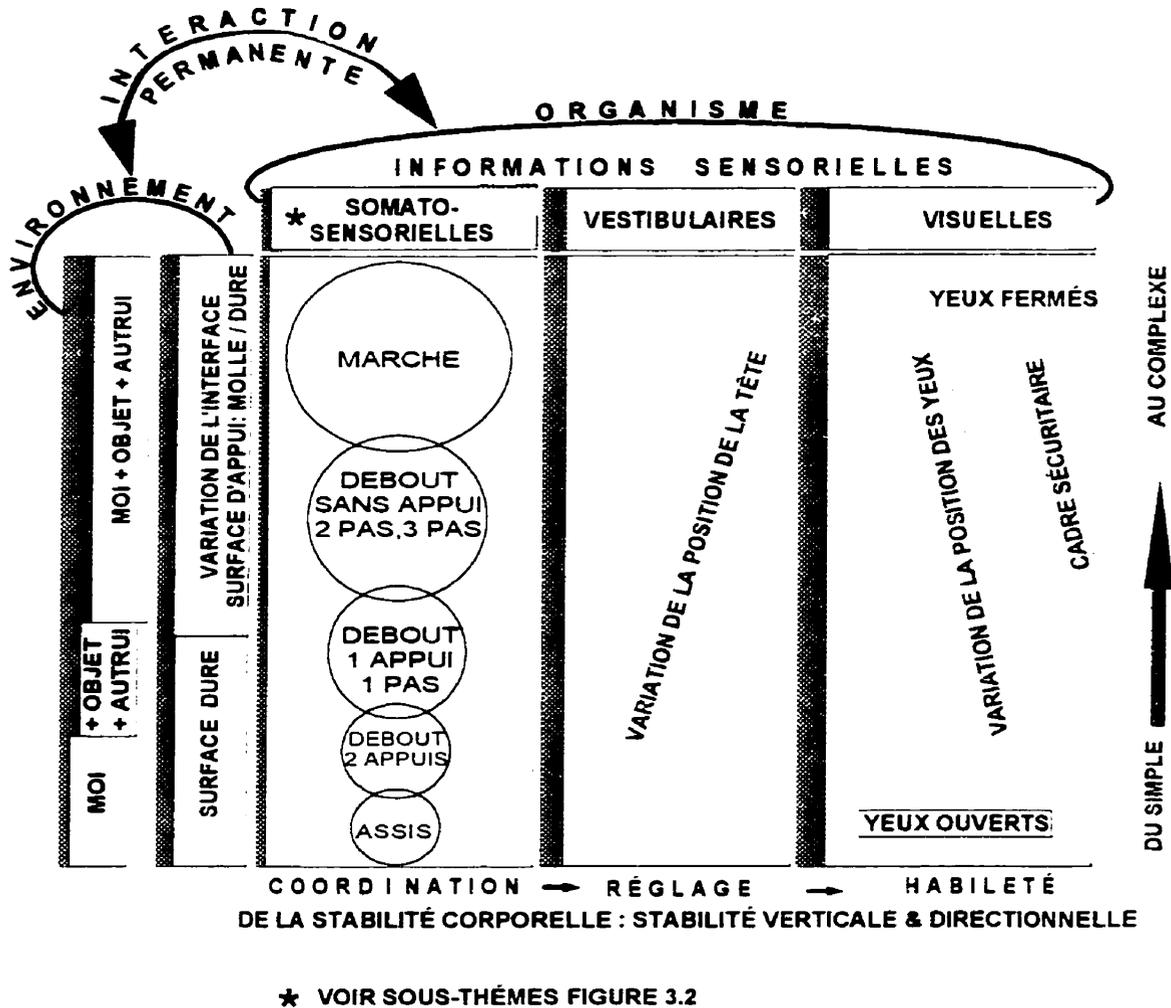


Figure 3.1 Progression des dominantes du programme d'entraînement multisensoriel

De la position assise (figure 3.2), passant par la position debout avec aide, les situations amènent le sujet à s'adapter progressivement dans la position debout à l'action de la gravité avec exploration des limites de sa perception de la stabilité (sensation interne). Des ajustements posturaux et des synergies corporelles émergent pour assurer le contrôle postural. Des ajustements

préparatoires sont réalisés par les mécanismes d'anticipation ou feedforward et des ajustements concomitants sont accomplis par les mécanismes de compensation ou feed-back. Ces ajustements posturaux visent à garder la projection du COM au-dessus de la base de sustentation grâce au travail effectué par le centre de pression et font appel majoritairement à la stratégie de hanches et de chevilles. Le programme d'entraînement favorise principalement la flexibilité au niveau du cou et de la hanche. Les groupes musculaires spécifiques à ces modules corporels deviennent plus rigides avec l'âge ce qui limite le répertoire des stratégies motrices utilisées lors de l'équilibration du corps. L'intervention dans cette étude est basée sur un entraînement à dominance neuromotrice et non musculaire, celle-ci étant une conséquence des différentes mises en situation. Cependant, certains exercices de musculation sont aussi inclus dans le programme permettant ainsi le renforcement des muscles antigravitaires notamment ceux des membres inférieurs sollicités dans la stabilisation du corps.

En parallèle avec cette progression le sujet interagit avec lui même, avec objet et/ou avec autrui, passant d'une action à des séquences d'actions de niveaux croissants de complexité. Le contexte dans lequel le sujet évolue lui impose progressivement des contraintes temporelles ou spatiales dans l'espace tridimensionnel, l'incitant à faire des réglages spatiaux ou temporels. Le rythme d'exécution des exercices est individuel.

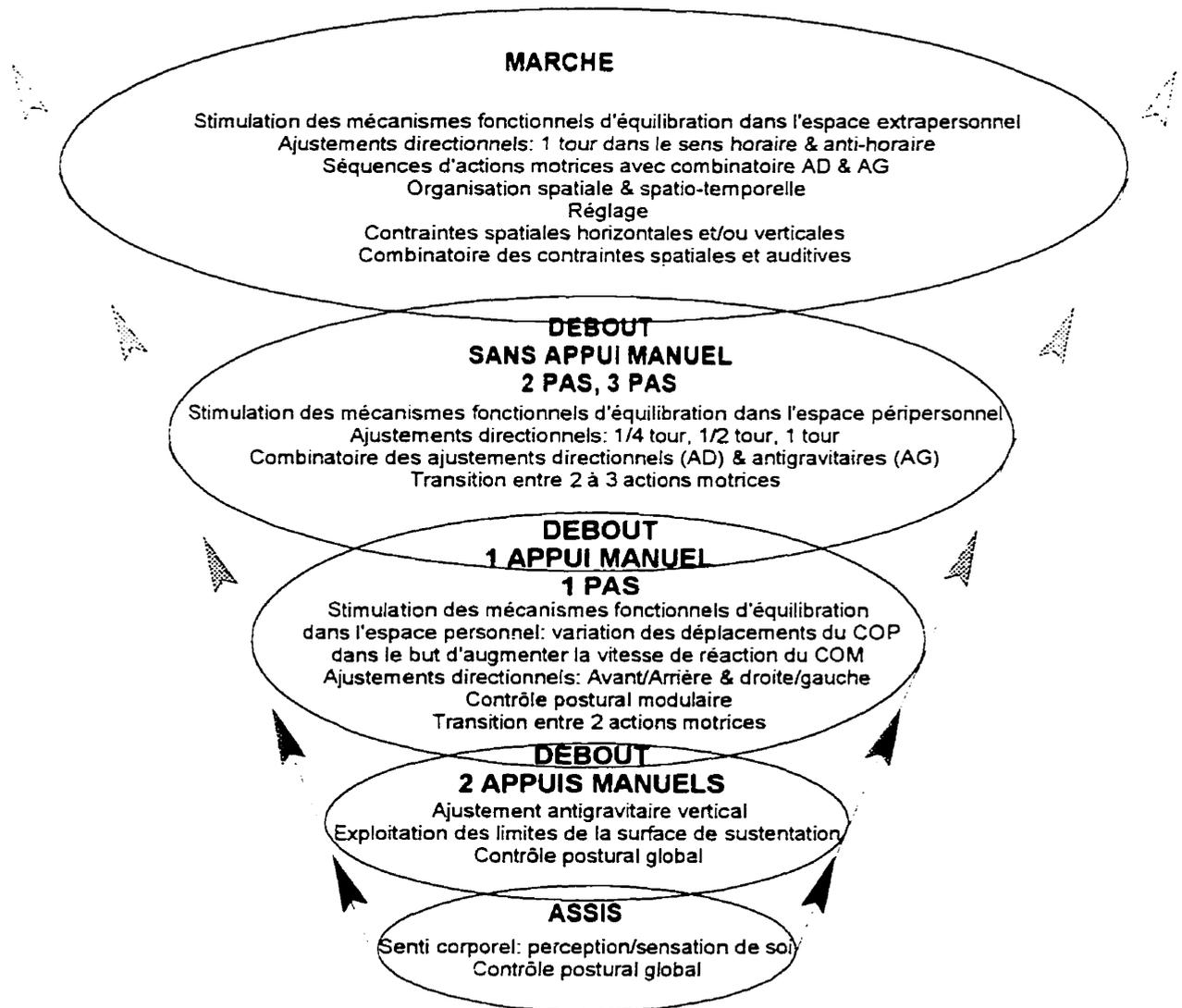


Figure 3.2 Progression de l'intégration des informations somatosensorielles

3.3.3 Le retour au calme

La séance se termine par une période de retour au calme, celle-ci étant basée sur le contrôle des respirations (lentes et profondes). Cette période progresse de la position assise à la marche.

Toutes les séances sont accompagnées d'une musique comme fond sonore.

Une observation individuelle systématique et continue est assurée durant et après chaque séance, pour permettre le suivi de l'évolution de chacun des sujets et ajuster la gradation des exercices des séances suivantes en conséquence.

3.3.4 Caractéristiques du programme :

Plusieurs caractéristiques de ce programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel méritent d'être citées, à savoir que :

- Le programme est une application des conceptions scientifiques actuelles en neurosciences. Le programme est basé sur des mises en situation faisant appel à des exercices et non à des mouvements.

- La pédagogie d'intervention est une pédagogie de situations et non de directives. Le sujet est le principal agent de sa réadaptation.

- L'approche utilisée est systémique basée sur le rôle et le fonctionnement du système nerveux. Tout le corps est sollicité avec des dominances sensorielles.

- L'intervention utilisée est progressive; la progression est faite de telle sorte que le risque d'accident ou de chutes est minimisé. L'intervention nécessite un matériel peu coûteux d'où l'adaptabilité de ce genre de programme dans n'importe quel milieu.

- La flexibilité du programme par la gradation et la complexité des tâches fait qu'il peut être appliqué dans le cadre de l'entraînement chez les jeunes enfants (apprentissage) ou dans le cadre de la révalidation neuromotrice chez différents types de clientèle avec ou sans pathologie.

3.4 Techniques de mesure

La variable indépendante est l'appartenance soit au groupe témoin, soit au groupe expérimental soumis au programme multisensoriel.

Les variables dépendantes sont extraites à partir de deux méthodes d'évaluation.

1- L'évaluation clinique qui fait appel au test de démarche et d'équilibre de Tinetti (1986).

2- L'évaluation biomécanique qui fait appel au test biomécanique de la posture dans la station debout.

3.4.1 Test de démarche et d'équilibre de Tinetti

L'évaluation clinique permet de quantifier les stratégies utilisées dans l'exécution de certaines tâches quotidiennes chez les personnes âgées. Le test de Tinetti comporte des composantes d'équilibre réalisées dans différentes positions statiques et dynamiques (score maximum de 24) et des composantes de démarche (score maximum de 16), le score final du test étant la somme de ces deux scores (score maximum de 40). La procédure d'administration et de réalisation du Test de même que la façon d'établir les scores de chacune des composantes du Test est décrite en annexe B. Le score seuil indiquant un risque significatif de perte d'équilibre ou de trouble de la démarche n'est pas documenté. Les sujets participant à cette étude auront donc un score initial de 18 et moins au test de l'équilibre et ont chuté au moins une fois dans la dernière année.

3.4.2 Test biomécanique de la posture dans la station debout

L'évaluation biomécanique permet de quantifier les paramètres posturaux intervenant dans le contrôle postural en station debout.

3.4.2.1 Les paramètres spécifiques au Test biomécanique

- La période de temps durant laquelle le sujet est debout sur la plate forme et la portion de ce temps sélectionnée pour l'analyse : dans la présente étude, une période de 120s est sélectionnée pour la durée d'échantillonnage et les informations enregistrées pendant toute cette période ont été analysées.

- Position et espace entre les pieds : la distance d'ouverture entre les deux pieds dans la position normale ne sera pas contrôlée vue la difficulté des sujets. Ces derniers ont été invités à se placer dans la position podale la plus confortable.

- Le port des chaussures : les tests se sont déroulés avec les chaussures confortables de tous les jours.

- Configuration des pieds : sachant que la présente étude porte sur l'évaluation de personnes âgées de 75 ans et plus identifiées comme à risque de chutes, la situation de support sur une jambe est d'emblée éliminée. Les configurations investiguées sont donc,

- 1) les deux pieds côte à côte et parallèles.
- 2) les pieds en tandem, talon à orteil avec la jambe dominante en avant.
- 3) une configuration avec les deux pieds à 45°, pieds parallèles avec l'orteil du pied arrière vis à vis la cheville du pied avant.
- 4) une configuration avec les deux pieds en tandem, pieds en ligne un en arrière de l'autre.

La première configuration a été investiguée avec les yeux ouverts et avec les yeux fermés

- Fréquence d'échantillonnage : la fréquence d'échantillonnage sélectionnée est de 20 Hz afin d'assurer une synchronisation avec les informations cinématographiques dont la fréquence est de 20 images par seconde.

- Nombre d'essai : un seul essai par condition expérimentale a été utilisé.

3.4.2.2 Instruments de mesure

La collecte des données a été effectuée au Laboratoire de posture et de locomotion du Centre de recherche en gérontologie et gériatrie de l'Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke.

- Les oscillations du centre de pression (cinétique) ont été obtenues grâce à l'enregistrement avec deux plates-formes dynamométriques « AMTI », les deux plates-formes étant installées collatéralement pour une position adjacente de la jambe gauche et de la jambe droite. Les forces de réaction des pieds au sol et leurs variations ont été simultanément enregistrées pour les deux pieds en trois dimensions, dans les directions verticale, antéropostérieure et médio-latérale.

- Les oscillations du centre de gravité corporel (cinématique) en trois dimensions ont été obtenues à l'aide de trois caméras « OPTOTRAK /3020 » sensibles aux rayons infrarouges et dont la fréquence d'échantillonnage est de 20 Hz. Les émetteurs de rayons infrarouges étaient collés sur différents endroits du corps.

Les informations cinétiques ont été obtenues simultanément de façon synchronisée, et ont été enregistrées directement sur un même système informatisé d'acquisition de données. La station expérimentale est schématisée dans la figure 3.3.

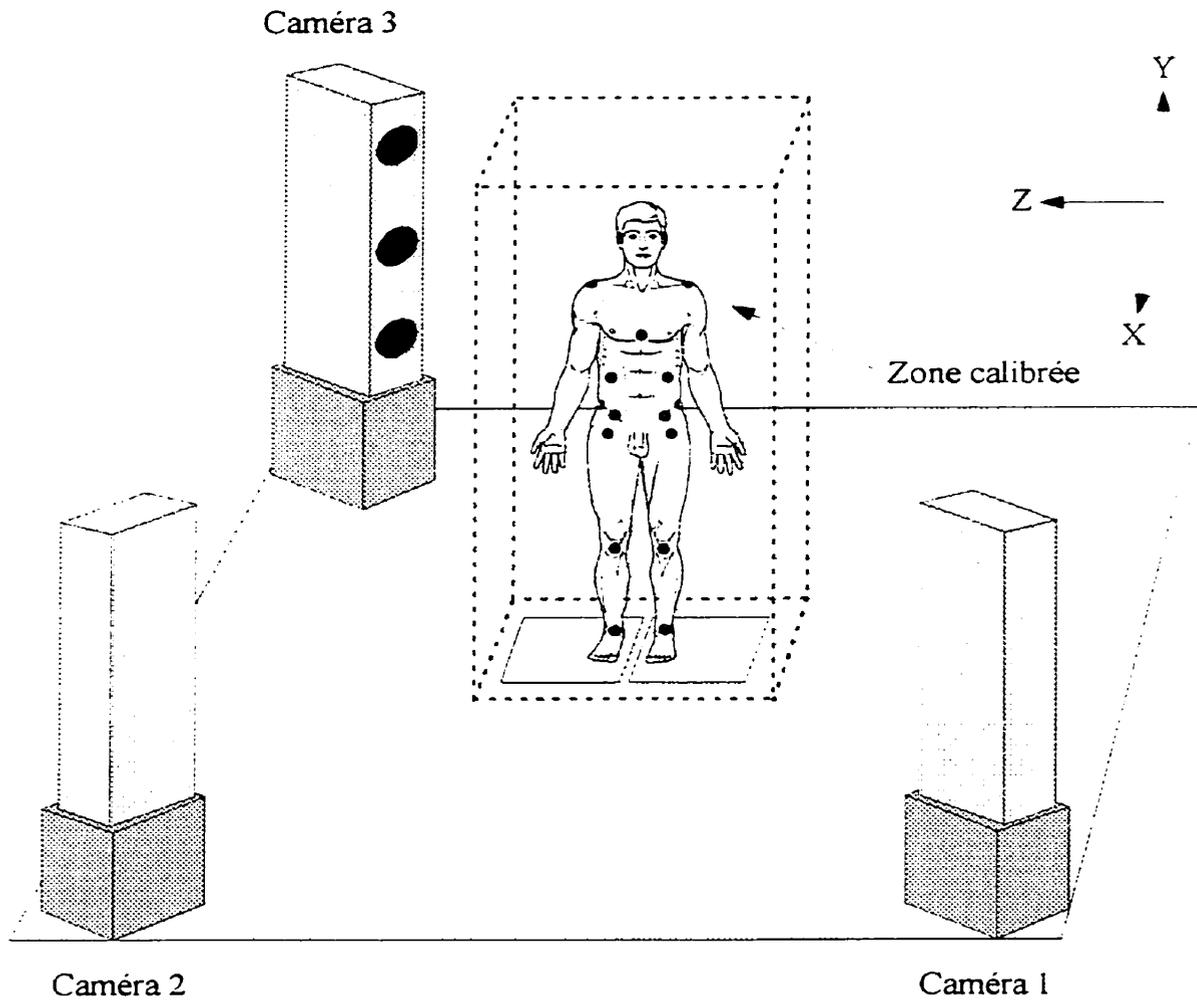


Figure 3.3 : La station expérimentale

3.5 Procédures

À leur arrivée, les sujets étaient informés sur le déroulement du test et les appareils utilisés dans la collecte des données. Ils complétaient ensuite le formulaire de consentement approuvé par le comité de déontologie de l'Institut de gériatrie et de gérontologie de l'université de Sherbrooke. Les sujets se préparaient pour passer le test. Pour le test clinique de marche et d'équilibre de Tinetti, les sujets étaient invités à porter des vêtements confortables qui leur permettaient de bouger avec

aisance. Pour le test biomécanique, les sujets portaient un gilet à manches courtes et des shorts courts qui permettaient de placer le plus possible d'émetteurs directement sur la peau.

Les procédures et les instructions se rapportant au test clinique de Tinetti sont cités en annexe C. Pour le test biomécanique, l'appareillage des sujets se faisait de la façon suivante: un total de 21 émetteurs d'infrarouges étaient installés de façon bilatérale sur le corps à l'aide de ruban adhésif anti-allergène. L'emplacement de ces émetteurs schématisé dans la figure 3.4, définissait un modèle segmentaire nécessaire pour le calcul du COM.

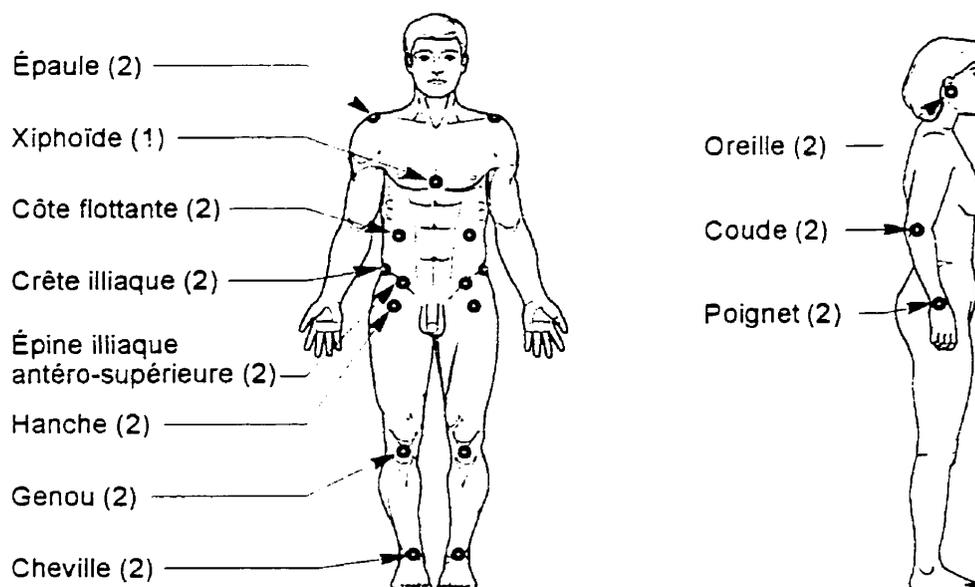


Figure 3.4 : Appareillage de sujet pour le test de posture

Les tâches à accomplir étaient expliquées au début de chacune des quatre conditions. Différentes consignes étaient données au sujet, une fois qu'il était installé sur les plates-formes de force avec l'aide d'un évaluateur. Pour les conditions avec les yeux ouverts « quand vous vous sentez prêt, fixez la marque sur le mur et gardez le silence ». Pour la condition avec les yeux fermés

« quand vous vous sentez prêt, fixez la marque sur le mur, fermez les yeux et gardez le silence ». Une personne se tenait à proximité du sujet prête à intervenir en cas de problème. Le temps était annoncé au sujet toutes les 30 secondes. Les mesures anthropométriques (taille et poids) étaient prises à la fin de la séance de collecte de données biomécaniques.

3.6 Traitement des données

Les données cinématiques et cinétiques obtenues ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth. La fréquence de coupure était de 5 Hz. Un programme a été conçu pour le logiciel Matlab afin de normaliser les résultats. Ce programme est basé dans le calcul du centre de masse total du corps sur la table de Demster. Pour le calcul des différents centres de pression, l'équation définie par Winter était utilisée.

Le COP_{net} est la somme des produits du centre de pression et la proportion de la masse pour chacune des deux jambes droite et gauche.

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

En considérant que le poids du corps est réparti de façon égale sur les deux jambes

$$\frac{R_d}{R_d + R_g} = \frac{R_g}{R_d + R_g} = 0,5 \quad (\text{équation 2})$$

Les oscillations des centres de pression sous les pieds droit et gauche est établi comme suit :

$$COP_c(t) = COP_d(t) \times 0,5 + COP_g(t) \times 0,5 \quad (\text{équation 3})$$

Ce qui permet d'estimer la part du transfert de poids par :

$$COP_v(t) = COP_{net} - COP_c \quad (\text{équation 4})$$

3.7 Traitement statistique

Deux tests non paramétriques ont été utilisés dans le traitement statistique pour cette étude: le test de Wilcoxon à mesures répétées et le test de Mann Whitney. Se basant sur les rangs, ces tests permettent de comparer des données ne se distribuant pas obligatoirement de façon normale. L'analyse suivante a été faite en intention de traiter, un alpha de 0.05 a été retenu. L'analyse statistique a porté sur:

L'équivalence des deux groupes au départ pour l'âge et le poids ainsi que pour toutes les variables dépendantes .

La comparaison des différences post-pré observées dans chacun des deux groupes.

La comparaison des deux groupes au post test (intergroupes)

La comparaison entre les deux moments d'évaluation dans chacun des groupes (intragroupe)

3.8 Calcul de la taille de l'échantillon

Pour une puissance de 80% avec un alpha = 0.05, les tables indiquent que pour détecter une grande différence standardisée (0,8 écart-type), il faut un échantillon de 64 sujets. Pour une moyenne différence (0,5) , il faut un échantillon de 17 sujets.

3.9 Limites méthodologiques de l'étude

Le contrôle de certaines variables pourrait réduire la marge d'influence possible de celles-ci :

- distance entre les pieds dans la condition où les pieds sont côte à côte au pré et au post test.
- Les dimensions et la grosseur de la marque à fixer lors des conditions avec les yeux ouverts.
La marque devrait être placée à la hauteur des yeux, ce qui nécessite sa vérification pour chacun des sujets.
- L'utilisation de lunettes sombres et opaques, dans la condition des yeux fermés, aiderait à réduire et même éliminer les informations visuelles de tout type.

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS

Dans le cadre de la prévention des chutes, le but de cette étude est de vérifier l'effet d'un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel supervisé sur le contrôle postural chez des personnes âgées de 75 ans et plus à risque de chutes. Pour ce faire, des variables cliniques et biomécaniques extraites respectivement du test clinique de Tinetti et du test biomécanique du contrôle postural en station sont analysées au début (pré-test) et à la fin de l'étude (post test).

Avant de présenter les résultats obtenus selon la méthodologie décrite dans le chapitre précédent, la description et l'équivalence sur les variables âge et poids des deux groupes constituant l'échantillon expérimental sont présentées au début de ce chapitre. Les résultats sont divisés en trois blocs. Le premier présente la comparaison des deux groupes au début de l'étude, ce qui vérifie leur équivalence sur les différentes variables étudiées. Le second présente l'effet programme en comparant les différences post-pré observées dans chacun des deux groupes. Le troisième montre l'effet temps: en comparant les deux groupes sur leurs performances au post test (comparaison intergroupe) et en comparant les résultats des deux moments d'évaluation pré et post dans chacun des groupes (comparaison intergroupe). L'analyse a été faite en intention de traiter.

Bien que les tests utilisés dans l'analyse statistique sont des tests non paramétriques, les mesures paramétriques de dispersion sont aussi rapportées dans les tableaux présentant les résultats des différentes comparaisons.

Les figures présentées dans ce chapitre pour illustrer les résultats utilisent ce qu'on appelle des boîtes de distribution de la variable. La figure 4.1 illustre et définit les éléments qui composent cette

boîte. Le dessin de la boîte représente l'étendue de l'interquartile dans laquelle la médiane est représentée par une barre noire. Les lignes de la fin de la boîte s'étendent de chaque côté jusqu'aux valeurs maximale et minimale non considérée comme hors distribution.

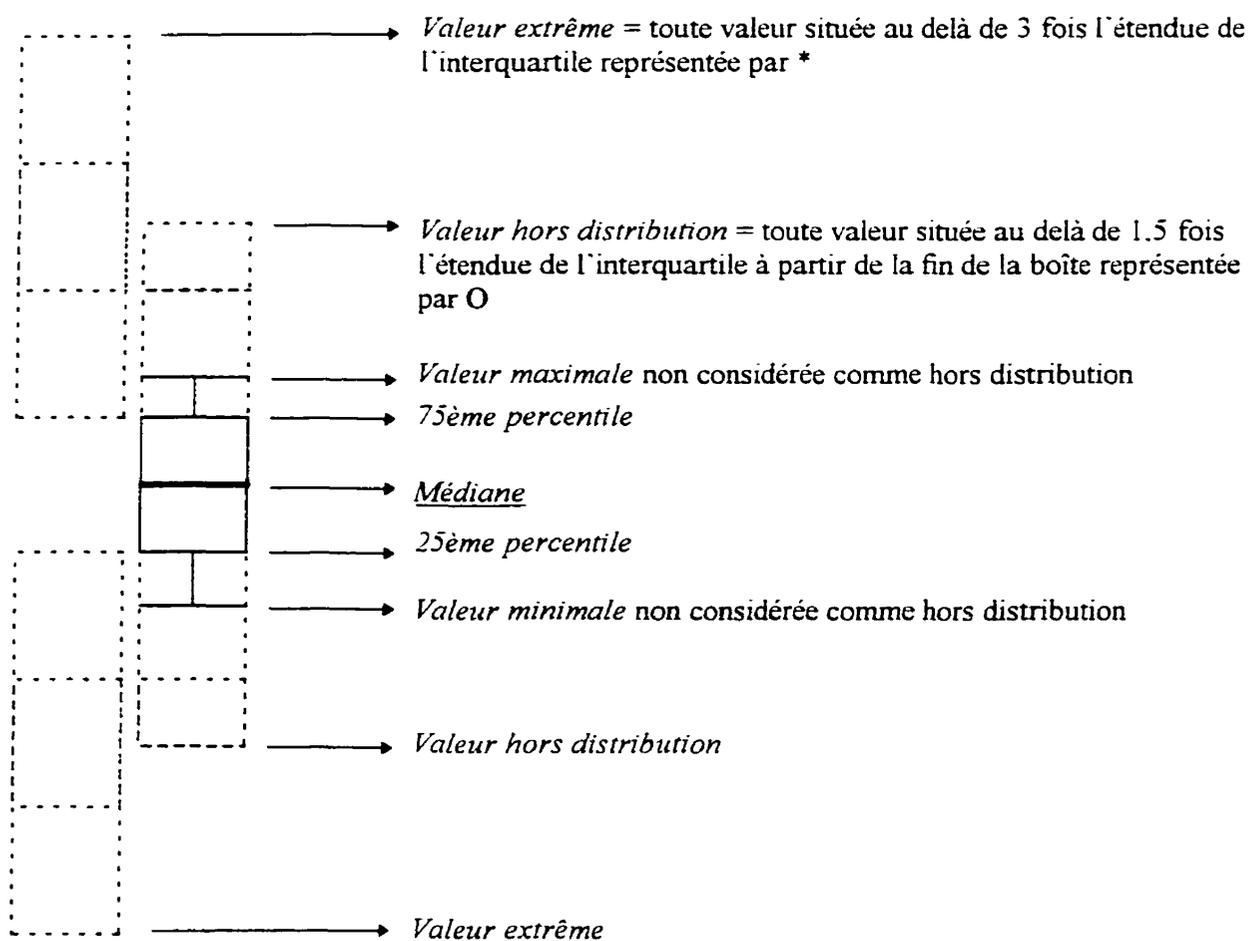


Figure 4.1: Schéma illustrant les éléments de la boîte de distribution de la variable étudiée.

4.1 Description et caractéristiques de l'échantillon expérimental

Suite au schéma expérimental décrit dans le chapitre de la méthodologie, soixante-six (66) sujets ont été retenus pour la présente étude et ont formé, selon leur assignation, un groupe expérimental (N=31) et un groupe témoin (N=35). Bien que jugés admissibles à l'étude, trente-trois (33) d'entre eux (16 expérimentaux et 17 témoins) ont préféré ne pas participer à l'étude pour différentes raisons, soit par manque d'intérêt à l'étude, soit en raison de problèmes majeurs de santé. Trente trois (33) sujets (15 expérimentaux et 18 témoins) se sont engagés à participer à l'étude par la signature du formulaire de consentement et ont passé le test biomécanique du contrôle postural en station. Trois sujets du groupe expérimental n'ont pas participé au programme, en raison soit du décès (1), de problèmes de mobilité (1), et de manque de temps (1). Les sujets en question (deux) ont été invités pour passer le post test, mais, ils ont décliné cette invitation. Six sujets du groupe témoin ne se présentèrent pas au post test après les trois mois de la durée de l'étude. Les raisons évoquées sont reliées à des problèmes de santé (3), à un manque de motivation (2) et de même qu'à une hospitalisation (1).

Au total, 24 sujets composent l'échantillon de la présente étude, dont douze (12) sujets expérimentaux et douze (12) sujets témoins. La figure 4.2 présente l'organigramme des différents passages des sujets à travers l'étude. Les deux groupes ont participé à toutes les étapes de l'étude et ont passé à deux reprises le test clinique de Tinetti et le test biomécanique pour la posture. Les sujets expérimentaux ont participé au programme d'exercices du début à la fin sauf un. Le sujet PT007, suite à des problèmes de santé, n'a pu participer qu'à 14 des 25 séances programmées. Ce programme étant administré sur deux périodes successives, sept sujets y ont participé au cours de la première période et cinq autres lors de la deuxième période.

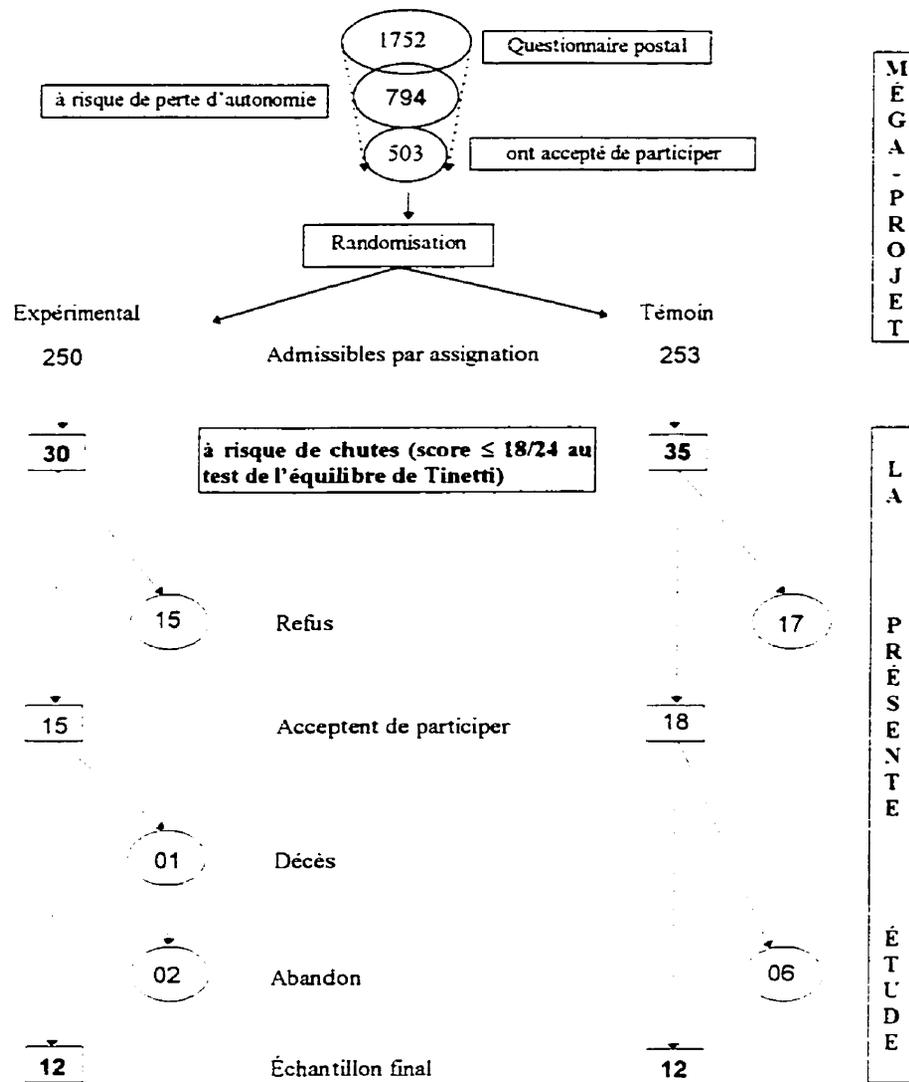


Figure 4.2 : Organigramme des différents passages des sujets à travers l'étude.

Cependant, l'intervention de deux facteurs d'influence dans la présente étude est à signaler, un facteur psychologique (un sujet du groupe expérimental) et un facteur confondant (deux sujets du groupe témoin).

Un sujet expérimental, étant affecté par l'état de santé de son conjoint qui représentait son unique soutien, a refusé d'exécuter certains exercices du test clinique de Tinetti lors du post test. L'état psychologique dans lequel était ce sujet l'a tellement affecté qu'il n'était même pas capable de se tenir debout longtemps. Étant donné que le sujet a eu de la difficulté à compléter le test, ses résultats sont considérés comme invalides pour le test clinique. Par conséquent, les résultats de ce sujet ont été exclus de l'analyse statistique sur les variables cliniques seulement. Par ailleurs, durant la durée de l'étude deux sujets du groupe témoin ont participé à notre insu à des programmes de physiothérapie pour des périodes de 1 mois (3 fois par semaine) et 2 mois et demi (2 fois par jour) respectivement. Comme la présente étude est basée sur une randomisation des sujets, les résultats de ces sujets n'ont pas été exclus de l'analyse statistique.

De plus, pour le test biomécanique du contrôle postural en station, quatre situations d'évaluation étaient prévues:

Les pieds côte à côte avec yeux ouverts

Les pieds côte à côte avec yeux fermés

Les pieds à 45° avec yeux ouverts

Les pieds en tandem avec yeux ouverts

Pour les trois premières situations, les résultats sont analysables. La plupart des sujets ont réussi à passer le test dans le groupe expérimental comme dans le groupe témoin. Pour la quatrième position, un sujet seulement dans chacun des groupes était capable de passer le prétest. Au post test, quatre sujets du groupe expérimental ont réussi à passer le test dans cette position des pieds alors que dans le groupe témoin aucun n'en était capable. Dès lors, les résultats de cette situation sont non analysables et donc, exclus de cette étude. Les sujets de l'échantillon expérimental sont âgés entre 75 ans et 94 ans. La moyenne d'âge dans le groupe expérimental est de 80,7 ans \pm 5,4 ans, celle dans le groupe témoin est de 81 ans \pm 4,8 ans. Les caractéristiques des sujets sont présentées au tableau 4.1. La comparaison du groupe expérimental et du groupe témoin reflète l'équivalence des deux groupes sur les variables âge et poids puisqu'aucune différence significative n'est observée entre ceux-ci tel que démontré par le test non paramétrique de Mann-Whitney (figure 4.3).

Tableau 4.1

Comparaison entre les deux groupes au début de l'étude sur les variables âge et masse

Variabes	Expérimental n=12	Témoin n=12	Valeur p ^a
Âge	^b 80,7 (5,4)	81,0 (4,8)	0,75
	^c 78,5 (9,7)	79,5 (4,5)	
Masse en Kg	64,3 (12,8)	72,1 (17,6)	0,19
	61,1 (10,9)	73,7 (35,7)	
Sexe	Femmes : 7/12 (58%)	Femmes : 5/12 (42%)	
	Hommes : 5/12 (42%)	Hommes : 7/12 (58%)	

^a = Test de Mann-Whitney

^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)

^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

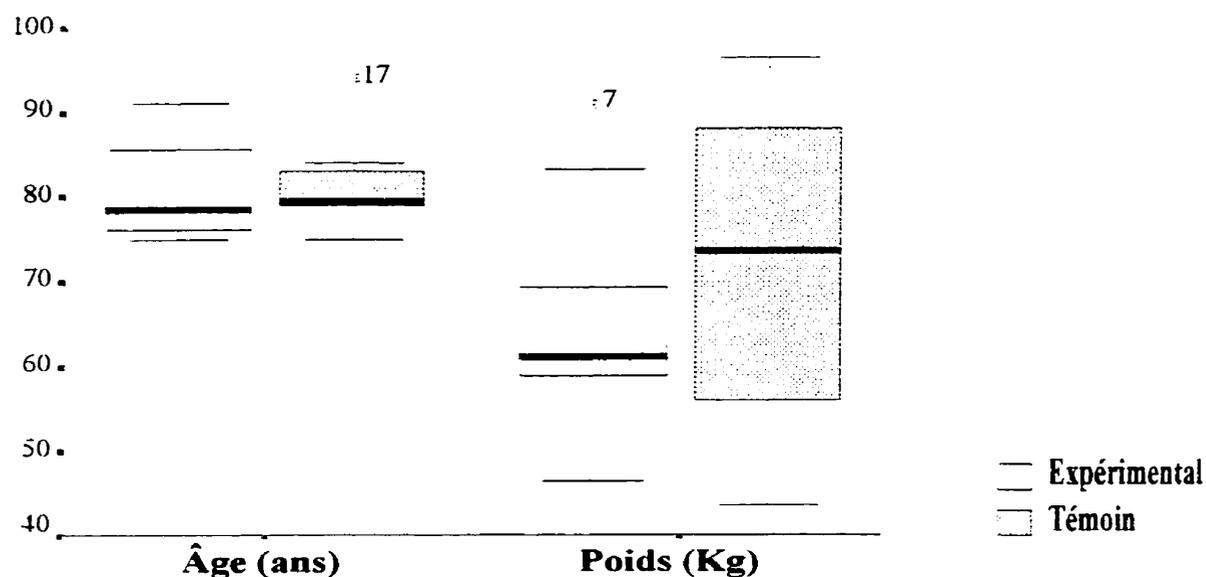


Figure 4.3 : Équivalence des deux groupes sur les variables âge et masse

De plus, les sujets du groupe expérimental et ceux du groupe témoin ont été comparés entre eux au début de l'étude sur l'ensemble des variables cliniques et biomécaniques.

4.2 Comparaison des groupes au début de l'étude

4.2.1 Test clinique de Tinetti

Le test non paramétrique de Mann-Whitney ne montre aucune différence significative entre les groupes ($p=0,78$) pour le score total et ses deux composantes démarche ($p=0,92$) et équilibre ($p=0,52$). Les deux groupes sont donc équivalents au début de l'étude pour ces variables. Le tableau 4.2 présente les résultats de cette comparaison.

Tableau 4.2

Test clinique de Tinetti: Vérification de l'équivalence des deux groupes au début de l'étude

Test clinique (Tinetti)		Expérimental n=12	Témoin n=12	Valeur p ^a
Total	^b	19,7 (5,3)	19,9 (4,9)	0,78
	^c	19,0 (9,0)	20,5 (6,5)	
Démarche		7,3 (2,6)	7,2 (2,9)	0,92
		8,0 (4,0)	7,5 (4,7)	
Équilibre		12,3 (3,3)	12,6 (2,8)	0,52
		11,0 (5,0)	12,5 (4,0)	

^a = Test de Mann-Whitney

^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)

^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

NB = Plus le score est élevé, plus la performance est bonne

4.2.2 Test biomécanique du contrôle postural

Pour les conditions debout pieds côte à côte avec yeux ouverts et avec yeux fermés, le Test de Mann-Whitney ne montre aucune différence significative entre les deux groupes sur toutes les variables biomécaniques. Les deux groupes sont donc équivalents au début de l'étude pour ces variables dans ces deux conditions. Cependant, pour la condition debout yeux ouverts pieds à 45 degrés, le Test de Mann-Whitney a révélé une seule différence significative. Cette dernière est observée pour la variable COP_v en A/P. En effet, le groupe expérimental fait appel à la stratégie de hanche de manière significativement supérieure au groupe témoin pour assurer l'équilibration du corps dans l'axe A/P. Dans l'axe M/L, la comparaison a aussi révélé une différence proche du seuil de la signification (p=0,09) pour la variable COP_c (stratégie de cheville). Les résultats de ces comparaisons sont présentés au tableau 4.3.

Tableau 4.3

Test biomécanique: Vérification de l'équivalence des deux groupes au début de l'étude

Variables biomécaniques	Expérimental	Témoin	Valeur p ^a
<u>Pieds côte à côte, yeux ouverts</u>			
	n=12	n=12	
COM	0,46 (0,04)	0,55 (0,04)	0,11
	0,40 (0,17)	0,55 (0,25)	
COPn	0,56 (0,04)	0,63 (0,04)	0,44
	0,58 (0,21)	0,63 (0,25)	
COPc	0,56 (0,04)	0,63 (0,04)	0,55
	0,58 (0,22)	0,63 (0,25)	
<u>Pieds côte à côte, yeux fermés</u>			
	n=9	n=12	
COM	0,66 (0,08)	0,61 (0,05)	0,70
	0,59 (0,31)	0,56 (0,28)	
COPn	0,77 (0,09)	0,75 (0,05)	0,97
	0,73 (0,42)	0,69 (0,32)	
COPc	0,76 (0,09)	0,75 (0,05)	0,97
	0,74 (0,43)	0,69 (0,32)	
<u>Pieds 45°, yeux ouverts en A/P</u>			
	n=10	n=12	
COM	0,58 (0,08)	0,57 (0,04)	0,92
	0,53 (0,30)	0,49 (0,24)	
COPn	0,73 (0,08)	0,66 (0,05)	0,58
	0,74 (0,35)	0,63 (0,29)	
COPc	0,72 (0,06)	0,76 (0,06)	0,82
	0,68 (0,37)	0,71 (0,45)	
COPv	0,41 (0,05)	0,26 (0,03)	0,05
	0,38 (0,28)	0,26 (0,15)	
<u>Pieds 45°, yeux ouverts en M/L</u>			
	n=10	n=12	
COM	0,45 (0,05)	0,52 (0,05)	0,31
	0,38 (0,18)	0,49 (0,28)	
COPn	0,56 (0,06)	0,60 (0,05)	0,41
	0,51 (0,24)	0,61 (0,34)	
COPc	0,14 (0,01)	0,11 (0,01)	0,09
	0,14 (0,12)	0,11 (0,06)	
COPv	0,51 (0,07)	0,54 (0,05)	0,41
	0,51 (0,20)	0,55 (0,30)	

^a = Test de Mann-Whitney^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

NB = Plus la valeur des oscillations en RMS est basse, plus la performance est bonne

Après trois mois, durant lesquels le groupe expérimental a bénéficié d'un entraînement neuromoteur multisensoriel à raison de deux fois par semaine, alors que le groupe témoin n'a eu aucun traitement, les deux groupes ont été réévalués. L'analyse statistique des résultats obtenus avec le facteur confondant est présentée dans les paragraphes suivants; elle permet de vérifier:

- Effet du programme : en comparant les différences des résultats pré-post observées dans chacun des groupes pour les deux tests clinique et biomécanique
- Effet du temps : en comparant les deux groupes au post test (intergroupes), et en comparant les résultats au début et à la fin de l'étude pour chacun des groupes (intra-groupe)

4.3 Effet du programme

4.3.1 Test clinique de Tinetti

Rappelons que le score total au test de Tinetti est la somme des scores de ses composantes démarche et équilibre, et que plus le score est élevé meilleure est la performance. En bénéficiant du programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel, le groupe expérimental affiche des différences de scores supérieures à celles du groupe témoin au test de Tinetti. La comparaison des différences post-pré observées dans chacun des groupes, à l'aide du test non paramétrique de Mann-Whitney, montre une différence significative dans les scores pour la variable total. En effet, le groupe expérimental inscrit une augmentation du score total de 52,63% contre 19,51% pour le groupe témoin. Cette différence significative est expliquée en majeure partie par la différence significative enregistrée dans les scores pour la composante équilibre. Le groupe expérimental

affiche une augmentation de 63.63% contre 16% pour le groupe témoin au score de l'équilibre. Cependant, la comparaison montre seulement une différence proche du seuil de signification ($p=0.09$) pour la composante démarche. Le groupe expérimental a amélioré son score sur cette variable de 50% contre 13.33% pour le groupe témoin. Ces performances obtenues par le groupe expérimental ne peuvent être expliqués que par un effet programme.

L'hypothèse principale 1.a stipulant une amélioration positive dans le groupe expérimental par rapport au groupe témoin sur le score de la composante équilibre est vérifiée, et donc retenue.

L'hypothèse secondaire 1.d stipulant une amélioration positive dans le groupe expérimental par rapport au groupe témoin sur le score total et celui de la composante démarche est vérifiée, et retenue pour le score total, mais non vérifiée et donc non retenue pour la composante démarche. Le tableau 4.4 et la figure 4.4 présentent les résultats de cette comparaison.

Tableau 4.4

Test clinique de Tinetti: Comparaison des deux groupes sur l'effet programme

Variables		Expérimental n=11	Témoin n=12	Valeur p ^a
Total	^b	10,8 (6.6)	3,1 (6.5)	0.02
	^c	10.0 (12.0)	4.0 (11.0)	
	^d	+52,63%	+19,51%	
Démarche		4.7 (3.1)	1.9 (4.6)	0.09
		4.0 (5.0)	1.0 (8.2)	
		+50,00%	+13,33%	
Équilibre		6.0 (4.7)	1.2 (3.6)	0.02
		7.0 (7.0)	2.0 (4.2)	
		+63,63%	+16,00%	

^a = Test de Mann-Whitney^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)^d = Valeur relative de la différence post-pré

NB = Plus le résultat est élevé, plus la performance est bonne

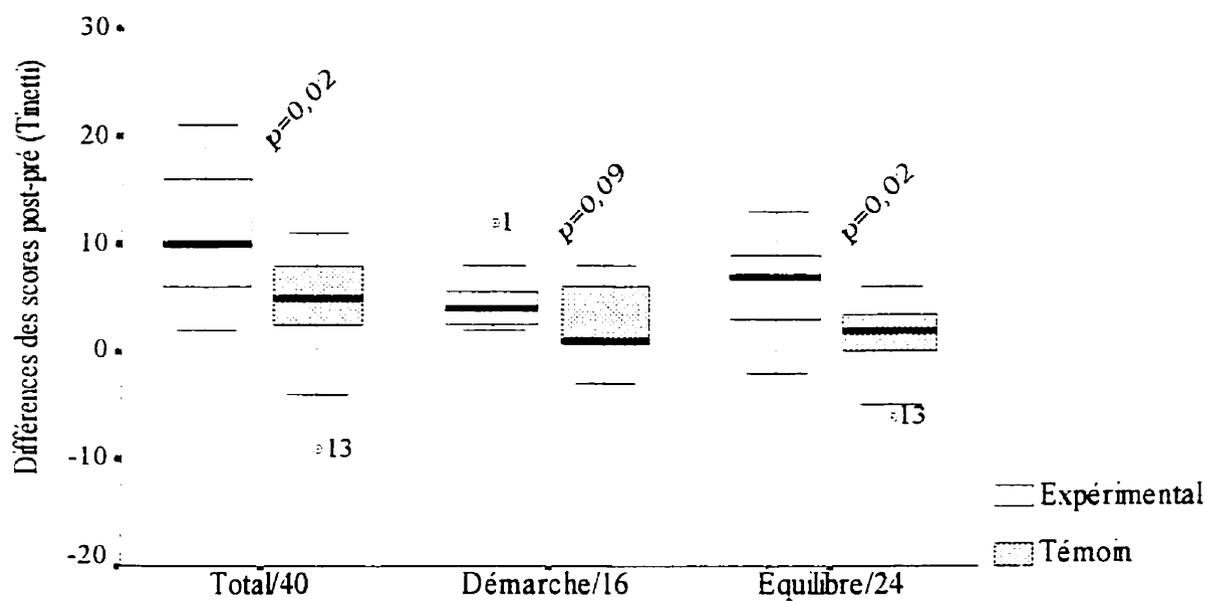


Figure 4.4 : Test clinique de Tinetti de démarche et équilibre: effet programme

4.3.2. Test biomécanique du contrôle postural en station bipède

Rappelons que pour sauvegarder l'état d'équilibre de la posture dans la station bipède, le COPn se déplace continuellement autour du COM et veille à ce que la projection de ce dernier reste à l'intérieur de la base de sustentation. L'amplitude des oscillations du COPn est la somme des amplitudes du COPc (stratégie de cheville) et du COPv (stratégie de la hanche). La contribution de ces deux composantes à l'obtention du COPn varie selon la configuration des pieds au sol (Winter et al., 1993). Les résultats sont présentés dans ce qui suit par condition. À noter que les valeurs négatives signifient une diminution de l'amplitude des oscillations et donc une bonne performance.

4.3.2.1 Test biomécanique dans la condition yeux ouverts en A/P

Dans cette condition, tous les sujets du groupe expérimental ainsi que ceux du groupe témoin ont passé ce test. La distance entre les pieds n'étant pas imposée, le sujet se met dans la position dans laquelle il se sent le plus à l'aise. La même consigne est donnée lors du passage du post test. Dans cette condition, on ne peut savoir si la distance entre les deux pieds a changé au post test ou influencé les résultats obtenus.

Le tableau 4.5 présente la comparaison des différences post-pré observées dans chacun des groupes. Les amplitudes des oscillations en valeur RMS du COPn et COPc se superposent dans les deux groupes, ce qui montre que l'activité du COPn est assurée dans l'axe A/P par l'activité des fléchisseurs dorsaux et plantaires de la cheville, tel que décrit par Winter, 1993. L'analyse des résultats obtenus dégage la présence d'un effet systématique du programme. En effet, suite au programme d'entraînement multisensoriel, le groupe expérimental affiche une diminution de l'amplitude des oscillations (différences négatives) pour les trois variables étudiées COM, COPn et

COPc. Le groupe témoin qui n'a bénéficié d'aucun programme d'entraînement, présente une augmentation de l'amplitude des oscillations (différences positives) sur les mêmes variables avec des dispersions plus importantes que dans le groupe expérimental. La comparaison des différences post-pré de l'amplitude des oscillations observées dans chacun des deux groupes à l'aide du test de Mann-whitney indique une différence significative ($p=0,03$) pour le COPn: le groupe expérimental affiche une baisse de -5.17% alors que le groupe témoin affiche une hausse de +17.46%. La comparaison présente aussi une différence significative ($p=0.02$) pour le COPc, avec une diminution de -8.62% dans le groupe expérimental contre une augmentation de +17.46% dans le groupe témoin. Cependant, la comparaison des deux groupes ne montre aucune différence significative pour le COM avec une réduction de -0,25% dans le groupe expérimental contre une augmentation de +9,09% dans le groupe témoin. Le groupe expérimental ne s'est donc pas amélioré dans la posture, mais, il s'est amélioré significativement dans le maintien de l'équilibre de la posture par rapport au groupe témoin.

L'hypothèse secondaire 1.e stipulant une différence significative dans le groupe expérimental par rapport au groupe témoin de l'amplitude des oscillations en valeur RMS est vérifiée, et retenue pour le COPn et sa composante principale COPc, mais non vérifiée et donc non retenue pour le COM. La figure 4.5 présente les résultats de cette comparaison.

Tableau 4.5

Test biomécanique, pieds côte à côte en A/P: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans la condition yeux ouverts

Variables biomécaniques		Expérimental n=12	Témoin n=12	Valeur p ^a
COM	^b	-0.02 (0.06)	+0.06 (0.07)	0,37
	^c	-0,00 (0.23)	+0.05 (0.29)	
	^d	-0.25%	+9.09%	
COPn		-0,07 (0.05)	+0.10 (0.07)	0,03
		-0.03 (0.15)	+0.11 (0.41)	
		-5.17%	+17.46%	
COPc		-0.08 (0.05)	+0.10 (0.07)	0,02
		-0.05 (0,15)	+0,11 (0,42)	
		-8,62%	+17,46%	

^a = Test de Mann-Whitney

^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)

^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

^d = Valeur relative de la différence post-pré, négative indique bonne performance

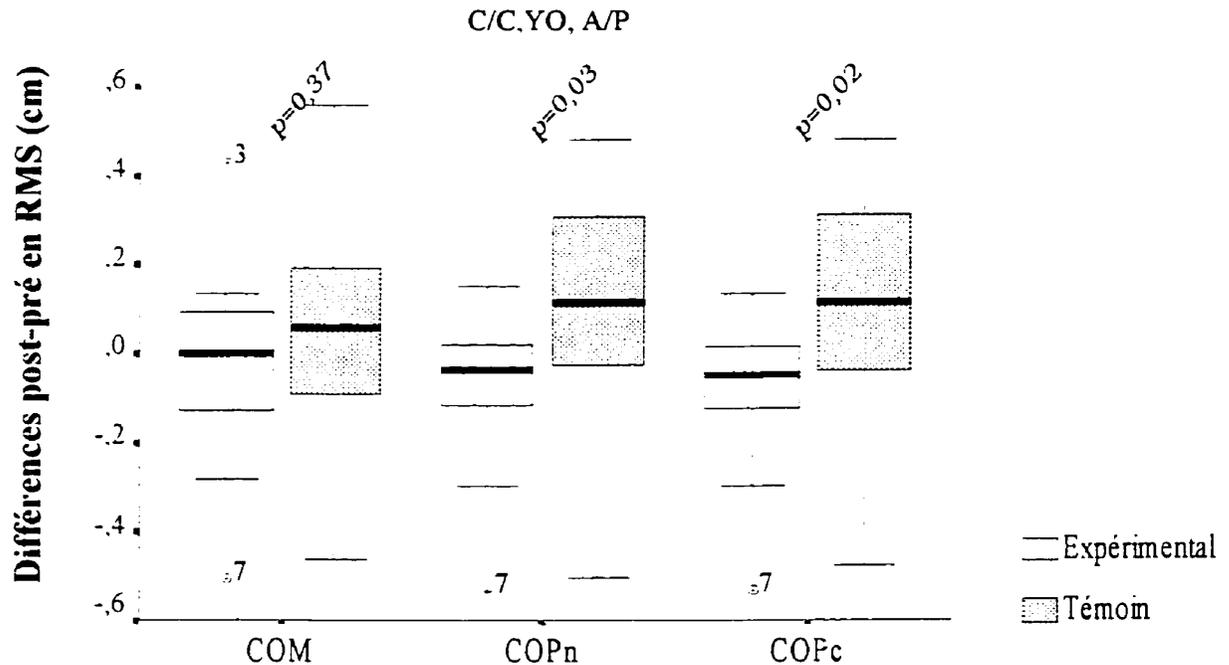


Figure 4.5 : Test biomécanique, condition pieds côte à côte yeux ouverts: Effet programme

4.3.2.2 Test biomécanique dans la condition yeux fermés en A/P:

Dans cette condition, seulement 9 des 12 sujets du groupe expérimental étaient capables de passer le pré-test. Ils perdaient automatiquement leur équilibre dès qu'ils fermaient les yeux. Au post test les 12 sujets du groupe ont réussi à passer le test avec les yeux fermés. Pour le groupe témoin, tous les sujets ont réussi à passer le test au pré et au post. La distance entre les pieds n'étant pas imposée, le sujet se plaçait dans la position où il se sentait le plus à l'aise avant de fermer les yeux. La même consigne était donnée lors du passage du post test. Dans cette condition, on ne pouvait savoir si la distance entre les deux pieds avait changé entre temps ou influencé les résultats obtenus.

Dans la condition d'absence des informations visuelles, la comparaison entre les deux groupes des différences post-pré de l'amplitude des oscillations à l'aide du test de Mann-whitney indique une différence significative pour tous les paramètres posturaux (voir tableau 4.6). En effet, le programme d'entraînement multisensoriel a aidé le groupe expérimental à réduire significativement ($p=0,01$) l'amplitude des oscillations en valeur RMS du COM (-22,03%) par rapport au groupe témoin chez qui elles ont augmenté (+16,07%). Pour la variable COPn ($p=0,009$), le groupe expérimental affiche une diminution de -17,80% contre une augmentation de +20,28% dans le groupe témoin. Le groupe expérimental s'est aussi amélioré significativement ($p=0,01$) dans sa stratégie de cheville: il affiche une réduction d'amplitude du COPc de -14,86% contre une augmentation de +18,84% dans le groupe témoin. Le groupe expérimental s'est donc amélioré par rapport au groupe témoin, aussi bien dans sa posture que dans le maintien de la posture en station avec les yeux fermés. Ces résultats significatifs sont associés à un effet programme dans le groupe expérimental.

L'hypothèse principale 1.b stipulant une différence significative du groupe expérimental par rapport au groupe témoin pour l'amplitude des oscillations en valeur RMS, dans la condition pieds côte à côte avec yeux fermés dans l'axe A/P, est vérifiée, et donc retenue pour les trois variables biomécaniques étudiées COM, COPn et sa composante principale COPc. La figure 4.6 illustre cette comparaison.

Tableau 4.6

Test biomécanique, pieds côte à côte en A/P: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans la condition yeux fermés

Variables biomécaniques		Expérimental n=9	Témoin n=12	Valeur p ^a
COM	^b	-0,11 (0,05)	+0,11 (0,04)	0,01
	^c	-0,13 (0,25)	+0,09 (0,24)	
	^d	-22,03%	+16,07%	
COPn		-0,14 (0,06)	+0,09 (0,04)	0,009
		-0,13 (0,26)	+0,14 (0,17)	
		-17,80%	+20,28%	
COPc		-0,15 (0,07)	+0,10 (0,04)	0,01
		-0,11 (0,26)	+0,13 (0,18)	
		-14,86%	+18,84%	

^a = Test de Mann-Whitney

^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)

^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

^d = Valeur relative de la différence post-pré, négative indique bonne performance

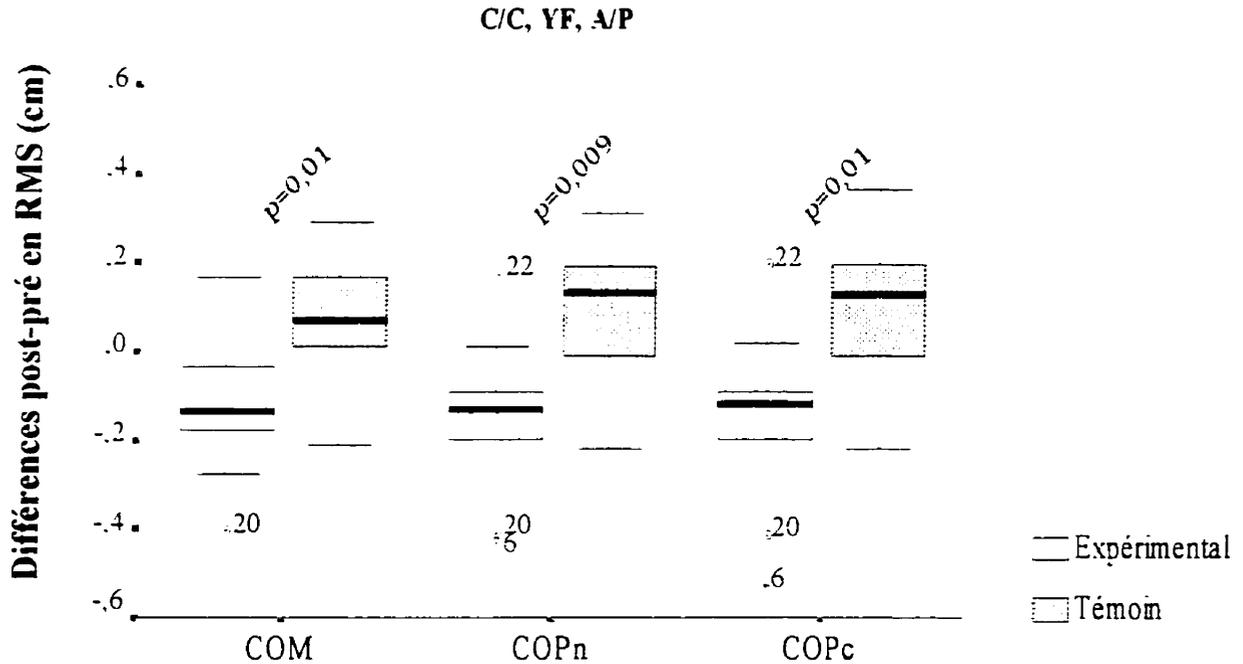


Figure 4.6 : Test biomécanique, condition pieds côte à côte yeux fermés: Effet programme

4.3.2.3 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en A/P

Dans la condition pieds à 45°, seulement 10 des 12 sujets du groupe expérimental ont réussi le pré-test. Ils perdaient automatiquement leur équilibre dès qu'ils mettaient les pieds à 45°. Au post test les 12 sujets du groupe ont réussi à passer le test avec les pieds à 45°. Pour le groupe témoin, tous les sujets ont réussi à passer le test au pré et au post test. La position des pieds à 45° est considérée comme phase de double appui dans un cycle de marche.

Dans l'axe A/P, l'activité posturale du COPn est assurée par les deux mécanismes séparés et non indépendants des stratégies de hanches et de chevilles avec une dominance de cette dernière. Les

résultats présentés dans le tableau 4.7, montrent que le groupe expérimental comparé au groupe témoin s'est amélioré significativement sur ces deux stratégies COPc ($p=0.002$) et COPv ($p=0.0006$) qui assurent l'équilibre de la posture dans cet axe. En effet, le groupe expérimental affiche une différence post-pré des amplitudes d'oscillation en valeur RMS de -19.11% pour le COPc et de -50.00% pour le COPv. À l'inverse, le groupe témoin présente une différence de +19.71% pour le COPc et de +3.07% pour le COPv. La comparaison à l'aide du test de Mann-Whitney dégage également une amélioration significative ($p=0.005$) pour le COM chez le groupe expérimental (-24.52%) par rapport au groupe témoin (+32.65%) et une amélioration significative ($p=0.009$) pour le COPn avec une baisse d'amplitude de -25,67% dans le groupe expérimental et une augmentation de +20.63% dans le groupe témoin. Le groupe expérimental s'est donc amélioré dans sa posture ainsi que dans le maintien de celle-ci. Ces résultats significatifs ne peuvent être expliqués que par un effet programme dans le groupe expérimental.

L'hypothèse principale 1.c stipulant une différence significative dans le groupe expérimental par rapport au groupe témoin dans l'amplitude des oscillations en valeur RMS, pour la condition pieds à 45° dans l'axe A/P, est vérifiée, et donc retenue pour les paramètres posturaux étudiés COM, COPn et ses composantes COPc et COPv. La figure 4.7 illustre les résultats de cette comparaison.

Tableau 4.7

Test biomécanique. pieds à 45° yeux ouverts: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans l'axe A/P

Variables biomécaniques		Expérimental n=10	Témoin n=12	Valeur p ^a
COM	^b	-0.11 (0.05)	+0.18 (0.08)	0.005
	^c	-0.13 (0.26)	+0.16 (0.41)	
	^d	-24.52%	+32.65%	
COPn		-0.19 (0.07)	+0.15 (0.08)	0.009
		-0.19 (0.40)	+0.13 (0.40)	
		-25.67%	+20.63%	
COPc		-0.16 (0.04)	+0.16 (0.08)	0.002
		-0.13 (0,15)	+0,14 (0,41)	
		-19,11%	+19,71%	
COPv		-0.20 (0,05)	+0.04 (0,03)	0.0006
		-0,19 (0,32)	+0,00 (0,15)	
		-50,00%	+3,07%	

^a = Test de Mann-Whitney

^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)

^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

^d = Valeur relative de la différence post-pré, négative indique bonne performance

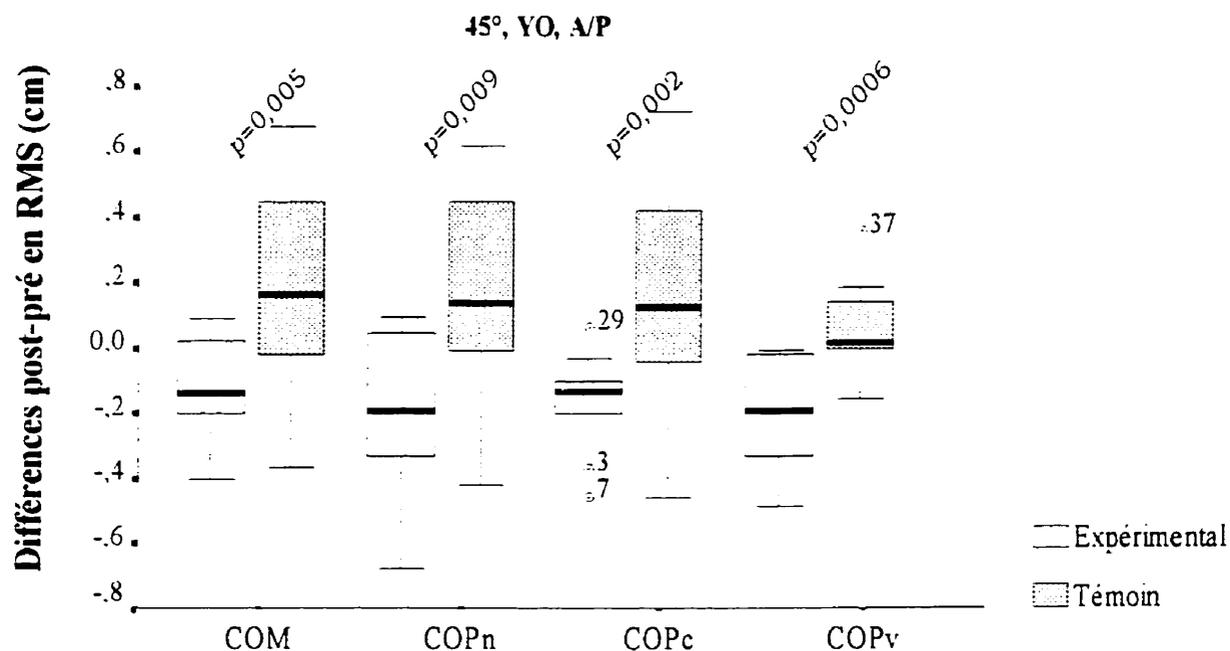


Figure 4.7 : Test biomécanique. condition pieds à 45° en A/P: Effet programme

4.3.2.4 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en M/L

Dans l'axe M/L, l'activité posturale du COPn est assurée par le COPc et le COPv avec une dominance du COPv reflétant l'activité des adducteurs et des abducteurs de la hanche (la stratégie de hanche). Le tableau 4.8 montre que la comparaison statistique dénote une différence approchant le seuil de signification pour le COM ($p=0.09$), les deux groupes fluctuant dans le même sens mais, avec une baisse d'amplitude des oscillations plus importante dans le groupe expérimental (-18,42%) que dans le groupe témoin (-4,08%). Le groupe expérimental s'est amélioré par rapport au groupe témoin de façon proche de la signification dans la posture. Cependant, la comparaison à l'aide du test de Mann-Whitney montre, une différence significative pour le COPn ($p=0.05$) du groupe expérimental (- 23,42%) par rapport au groupe témoin (+0,98%). La comparaison montre aussi que le groupe expérimental comparé au groupe témoin s'est amélioré significativement ($p=0.05$) sur sa stratégie de hanche (COPv) pour assurer l'équilibre dans l'axe M/L avec une réduction d'amplitude de -23,52% contre +1,81% dans le groupe témoin. Pour la stratégie de chevilles COPc, aucune différence significative n'a été détectée. Rappelons cependant, que les deux groupes présentaient une différence de $p=0,09$ au début de l'étude.

L'hypothèse secondaire 1.f stipulant une différence significative du groupe expérimental par rapport au groupe témoin pour l'amplitude des oscillations en valeur RMS, pour la condition pieds à 45° dans l'axe M/L, est vérifiée, et donc retenue pour les variables biomécaniques COPn et sa composante principale COPv seulement. La figure 4.8 illustre les résultats de cette comparaison.

Tableau 4.8

Test biomécanique, pieds à 45° yeux ouverts: Comparaison entre les groupes sur l'effet programme dans l'axe M/L

Variables biomécaniques		Expérimental n=10	Témoin n=12	Valeur p ^d
COM	^b	-0,11 (0,04)	- 0,07 (0,03)	0,09
	^c	-0,07 (0,17)	- 0,02 (0,16)	
	^d	-18,42%	- 4,08%	
COPn		-0,14 (0,05)	+0,01 (0,04)	0,04
		-0,12 (0,26)	+0,00 (0,25)	
		-23,52%	+0,98%	
COPc		-0,01 (0,02)	+0,00 (0,02)	0,53
		-0,01 (0,06)	- 0,00 (0,11)	
		-7,14%	- 3,63%	
COPv		-0,14 (0,04)	+0,00 (0,02)	0,05
		-0,12 (0,22)	- 0,00 (0,11)	
		-23,52%	+1,81%	

- ^a = Test de Mann-Whitney
- ^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)
- ^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)
- ^d = Valeur relative de la différence post-pré, négative indique bonne performance

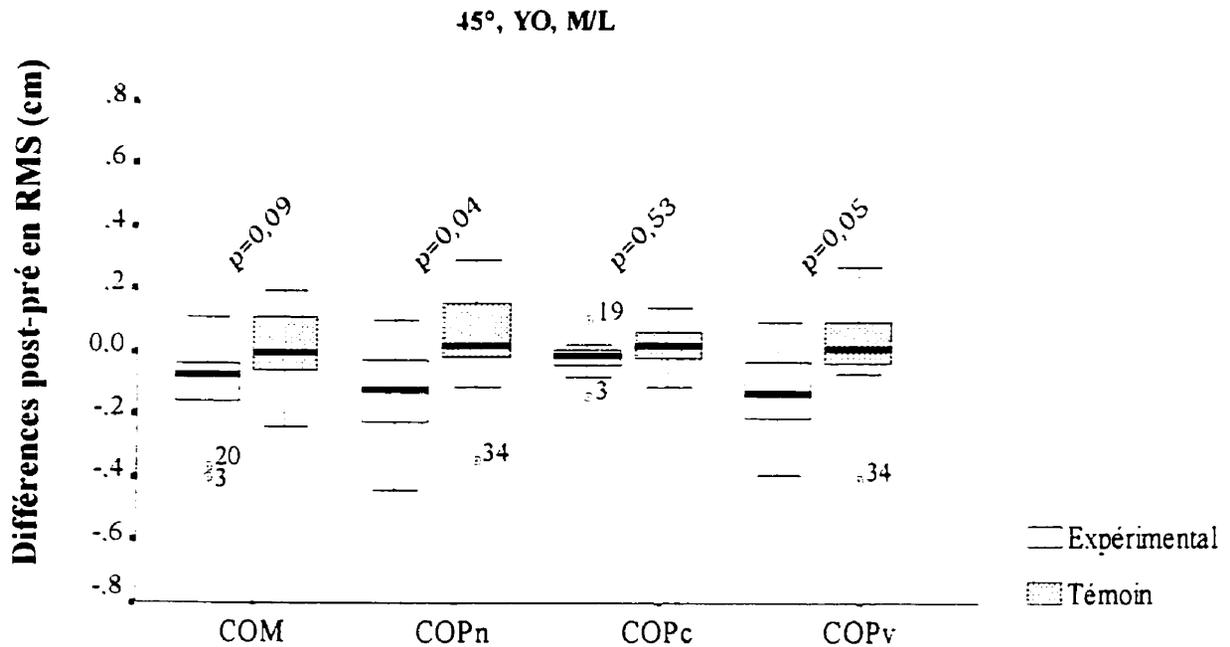


Figure 4.8 : Test biomécanique, condition pieds à 45° en M/L: Effet programme

4.4 Effet temps

Après trois mois, durée de la présente étude, les deux groupes ont évolué différemment. Afin de dégager l'effet temps, les groupes sont comparés entre eux sur leurs résultats au post test à l'aide du test de Mann-Whitney (comparaison intergroupes), ensuite chacun des groupes est comparé sur ses propres résultats entre le pré-test et le post test à l'aide du test de Wilcoxon. Les résultats de ces comparaisons sont présentés dans les parties suivantes.

4.4.1 Comparaison intergroupes au post test

Pour le test clinique de Tinetti, le groupe expérimental présente au post test des scores plus élevés que ceux du groupe témoin sur toutes les variables. La comparaison des groupes (tableau 4.9) révèle une différence significative ($p=0,01$) dans le score total (33/40 dans le groupe expérimental contre 23/40 dans le groupe témoin), une différence significative ($p=0,03$) dans le score de démarche (13/16 dans le groupe expérimental contre 9/16 dans le groupe témoin), et finalement, une différence significative ($p=0,008$) dans le score de l'équilibre (19/24 dans le groupe expérimental contre 15/24 dans le groupe témoin). Les deux groupes sont significativement différents au post test.

Tableau 4.9

Test clinique de Tinetti: Comparaison entre les groupes à la fin de l'étude

Variables		Expérimental n=11	Témoin n=12	Valeur p ^a
Total	^b	30,5 (7,1)	23,0 (6,4)	0,01
	^c	33,0 (7,0)	23,0 (11,0)	
Démarche		12,0 (2,8)	9,1 (3,5)	0,03
		13,0 (4,0)	9,0 (6,0)	
Équilibre		18,4 (4,8)	13,9 (4,1)	0,008
		19,0 (6,0)	15,0 (8,0)	

^a = Test de Mann-Whitney

^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)

^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

NB = Plus le score est élevé, plus la performance est bonne

Pour la condition pieds côte à côte avec yeux ouverts: Le tableau 4.10 montre que la médiane de l'amplitude des oscillations en valeur RMS dans le groupe expérimental est inférieure par rapport au groupe témoin pour tous les paramètres posturaux. Cependant, la comparaison statistique à l'aide du test de Mann-Whitney montre une différence significative ($p=0.01$) dans le COPn et la stratégie de chevilles (COPc), et une différence non significative dans le COM ($p=0.10$).

Pour la condition pieds côte à côte avec yeux fermés: Le tableau 4.10 montre que les médianes de l'amplitude des oscillations en RMS sont inférieures dans le groupe expérimental au post test par rapport au groupe témoin pour les variables COM (0,54 cm contre 0,71 cm au groupe témoin), COPn (0,63 cm contre 0,85 cm au groupe témoin) et la stratégie de cheville COPc (0,58 cm contre 0,85 au groupe témoin). En effet, la comparaison statistique entre les groupes à l'aide du test de Mann-Whitney montre une différence significative pour le COM ($p=0.05$), dans le COPn ($p=0.02$) et dans le COPc ($p=0.03$). À la fin de l'étude, les deux groupes se trouvent donc différents dans la posture et dans le maintien de l'équilibre de la posture dans la condition d'absence de vision.

Pour la condition pieds à 45° avec yeux ouverts: dans l'axe A/P, le tableau 4.10 montre que le groupe expérimental affiche au post test des médianes significativement inférieures par rapport au groupe témoin pour le COM ($p=0.05$). Cependant, la comparaison des deux groupes au post test ne donne pas de différence significative ($p=0.10$) pour le COPn, même si la médiane des oscillations est plus basse dans le groupe expérimental que dans le groupe témoin. Par contre sur les composantes de ce dernier, le groupe expérimental présente une différence significative ($p=0.03$) par rapport au groupe témoin dans la stratégie de cheville COPc, et une différence non significative ($p=0.10$) dans la

stratégie de hanche COPv. À noter, qu'au pré-test le groupe expérimental présentait une médiane significativement supérieure par rapport au groupe témoin pour le COPv. Dans le plan M/L, la comparaison des deux groupes au post test à l'aide du test Mann-Whitney ne montre pas de différence significative ni dans le COM ($p=0.17$), ni dans le COPn ($p=0.11$) et ses deux composantes COPc ($p=0.34$) et COPv ($p=0.16$). Les deux groupes ne sont donc pas différents au post test.

Tableau 4.10

Test biomécanique: Comparaison entre les deux groupes à la fin de l'étude

Variabiles biomécaniques	Expérimental	Témoin	Valeur p ^a
Pieds côte à côte, yeux ouverts	n=12	n=12	
COM	0,44 (0,04) 0,38 (0,15)	0,61 (0,08) 0,51 (0,34)	0,10
COPn	0,48 (0,03) 0,47 (0,17)	0,73 (0,08) 0,65 (0,36)	0,01
COPc	0,48 (0,03) 0,47 (0,15)	0,73 (0,08) 0,65 (0,37)	0,01
Pieds côte à côte, yeux fermés	n=12	n=12	
COM	0,52 (0,05) 0,54 (0,39)	0,72 (0,06) 0,71 (0,38)	0,05
COPn	0,60 (0,05) 0,63 (0,32)	0,85 (0,07) 0,85 (0,36)	0,02
COPc	0,59 (0,05) 0,58 (0,32)	0,85 (0,07) 0,85 (0,36)	0,03
Pieds 45°, yeux ouverts en A/P	n=12	n=12	
COM	0,52 (0,07) 0,46 (0,28)	0,75 (0,09) 0,65 (0,53)	0,05
COPn	0,60 (0,06) 0,45 (0,36)	0,81 (0,09) 0,69 (0,58)	0,10
COPc	0,63 (0,06) 0,51 (0,40)	0,92 (0,10) 0,89 (0,53)	0,03
COPv	0,22 (0,04) 0,19 (0,14)	0,31 (0,05) 0,27 (0,10)	0,10
Pieds 45°, yeux ouverts en M/L	n=12	n=12	
COM	0,36 (0,03) 0,34 (0,17)	0,50 (0,06) 0,39 (0,38)	0,17
COPn	0,46 (0,04) 0,43 (0,21)	0,61 (0,06) 0,51 (0,42)	0,11
COPc	0,13 (0,01) 0,12 (0,02)	0,11 (0,01) 0,12 (0,06)	0,34
COPv	0,40 (0,04) 0,36 (0,22)	0,55 (0,06) 0,47 (0,40)	0,16

^a = Test de Mann-Whitney^b = Mesures de dispersion paramétrique : Moyenne (écart type)^c = Mesures non-paramétriques : Médiane (IQR) (75^{ème} - 25^{ème} percentile)

NB = Plus la valeur des oscillations en RMS est basse, plus la performance est bonne

4.4.2 Comparaison intra-groupes au post test

L'effet temps à l'intérieur de chacun des groupes est vérifié à l'aide du test de Wilcoxon. Les résultats de ce test pour les variables cliniques et biomécaniques sont exposés dans les paragraphes suivants.

4.4.2.1 Test de Tinetti:

Pour le groupe expérimental: la comparaison des résultats entre le pré et post test à l'aide du test de Wilcoxon donne des différences significatives dans toutes les variables cliniques. Pour le score total ($p=0,008$) la médiane du score passe de 19/40 au pré-test à 33/40 au post test. Pour le score de la composante démarche ($p=0,003$) la médiane passe de 8/16 au pré-test à 13/16 au post test. Pour la composante équilibre ($p=0,003$) la médiane du score passe de 11/24 au pré-test à 19/40 au post test.

L'hypothèse principale 2.a indiquant une différence significative dans le groupe expérimental entre les résultats du pré-test et du post test pour le score de la composante équilibre est confirmée, et donc retenue.

L'hypothèse secondaire 2.d indiquant une différence significative dans le groupe expérimental entre les résultats du pré-test et du post test pour le score total et la composante démarche est confirmée, et donc retenue.

La figure 4.9 illustre les résultats obtenus aux deux moments d'évaluation, ainsi que leur comparaison.

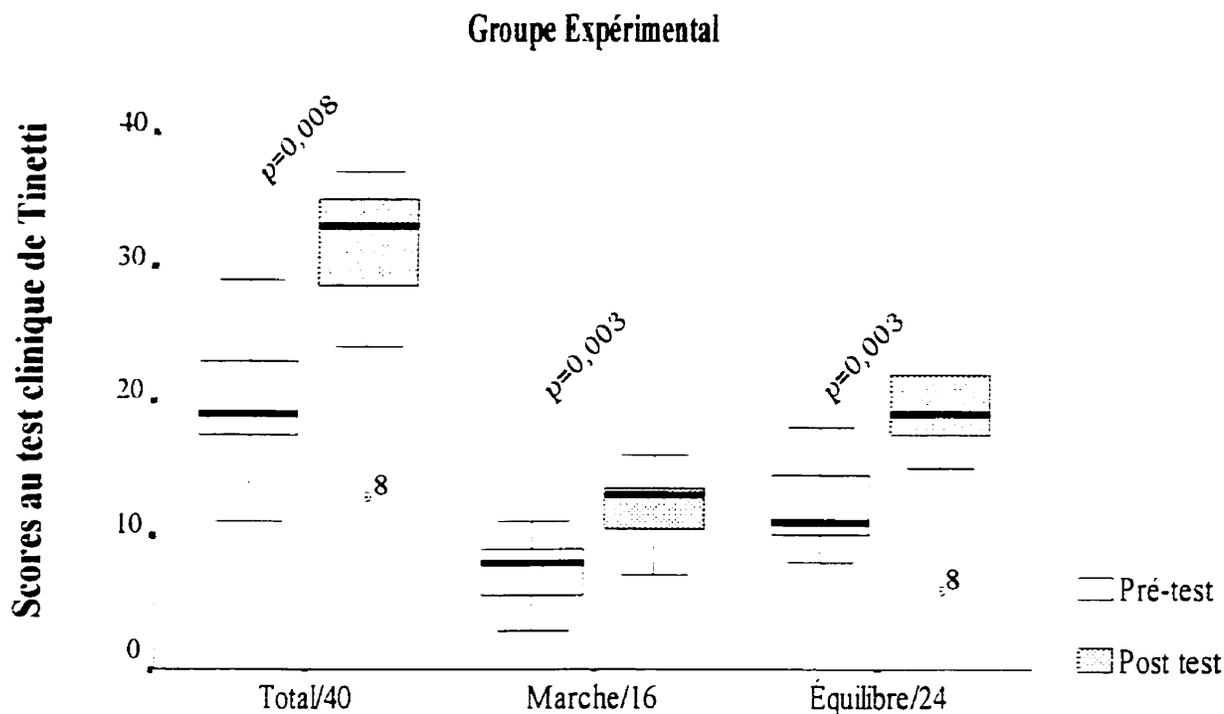


Figure 4.9 : Test clinique de Tinetti: Groupe expérimental, effet temps

Pour le groupe témoin: la comparaison à l'aide du test non paramétrique de Wilcoxon est non significative pour le score total ($p=0,20$). Pour les deux composantes du test, aucune différence significative n'est observée ni dans le score de la démarche ($p=0,14$), ni dans le score de l'équilibre ($p=0,13$). La figure 4.10 montre que le groupe témoin s'est amélioré légèrement, mais de façon non significative sur ses scores au post test, ce qui peut possiblement être associé à la présence du facteur confondant.

L'hypothèse principale 3.a stipulant aucune différence significative dans le groupe témoin entre les résultats du pré-test et du post test pour le score de l'équilibre est vérifiée, et donc retenue.

L'hypothèse secondaire 3.d stipulant aucune différence significative dans le groupe témoin

entre les résultats du pré-test et du post test pour le score total et la composantes démarche est vérifiée, et donc retenue.

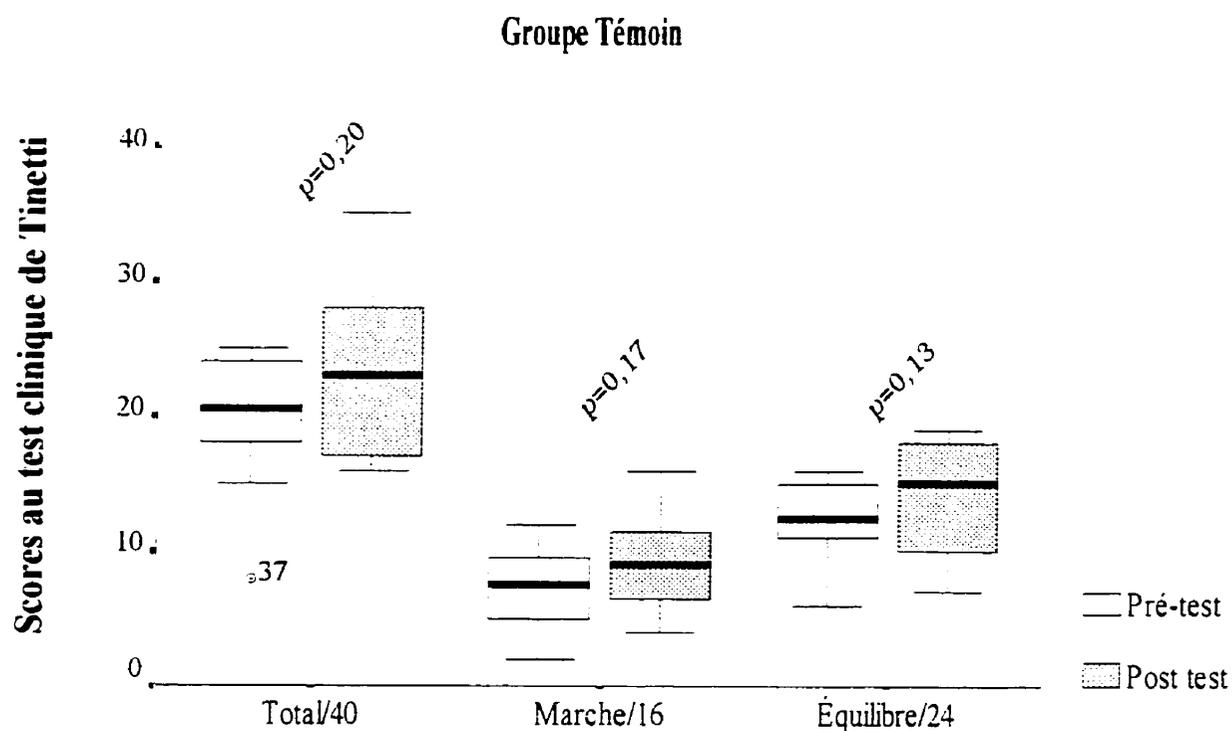


Figure 4.10 : Test clinique de Tinetti: Groupe témoin, effet temps

4.4.2.2 Test biomécanique dans la condition yeux ouverts en A/P

Groupe expérimental : Les résultats présentés dans la figure 4.11 montrent un effet systématique sur les trois variables étudiées dans cette condition. Le groupe expérimental a réussi, après trois mois, à réduire sensiblement l'amplitude des oscillations en RMS sur les trois variables biomécaniques. Cependant la comparaison entre les résultats du pré-test et du post test ne donne aucune différence significative dans le COM ($p=0,75$), dans le COPn ($p=0,15$) et le COPc ($p=0,13$).

L'hypothèse secondaire 2.e avancée au départ n'est pas vérifiée, et donc non retenue. Dans le groupe expérimental, il n'y a pas de différence significative entre les résultats du pré-test et du post test pour le COM, pour le COPn et pour le COPc dans la condition des yeux ouverts.

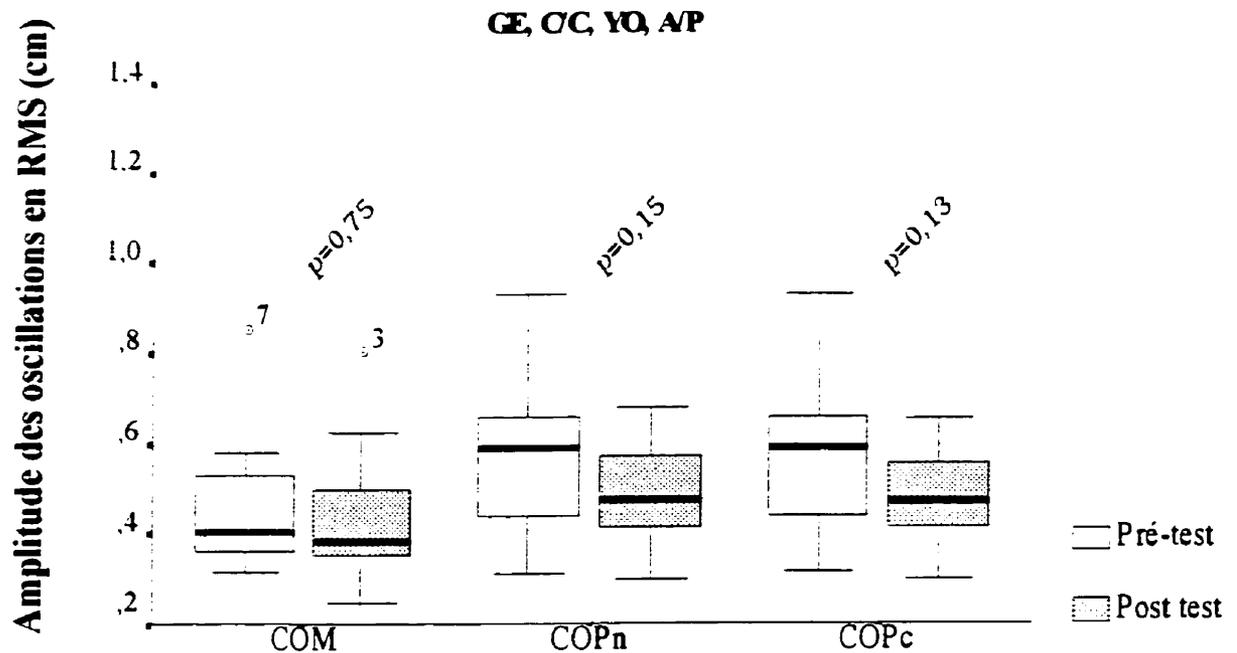


Figure 4.11 : Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P, yeux ouverts: Groupe expérimental, effet temps

Groupe témoin : Les résultats présentés dans la figure 4.12 montrent le test de Wilcoxon ne révèle aucune différence significative pour les variables biomécaniques COM ($p=0,30$), COPn ($p=0,15$) et sa composante COPc ($p=0,13$).

L'hypothèse secondaire 3.e stipulant que le groupe témoin n'aurait aucune différence significative entre les résultats du pré-test et du post test pour les variables biomécaniques COM, COPn et sa composante COPc est confirmée et donc retenue.

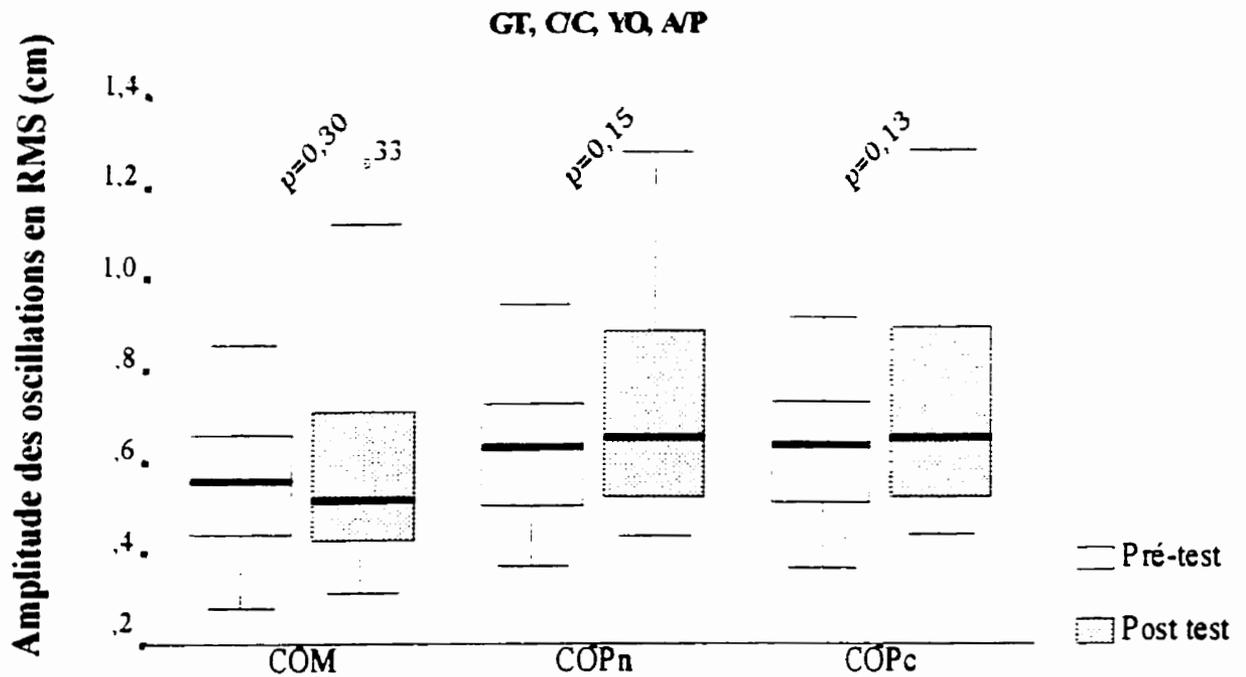


Figure 4.12. : Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P, yeux ouverts: Groupe témoin, effet temps

4.4.2.3 Test biomécanique dans la condition yeux fermés en A/P

Pour le groupe expérimental : Un effet systématique se remarque à la première analyse des résultats qui compare les performances de ce groupe entre le pré et le post test. En effet, la médiane des oscillations en valeur RMS a diminué au post test dans le COM (de 0,59 cm passe à 0,54 cm), dans le COPn (de 0,73 cm passe à 0,63 cm) et dans le COPc (de 0,74 cm passe à 0,58 cm). Cependant, la comparaison statistique à l'aide du test de Wilcoxon donne une différence approchant le seuil de signification ($p=0,06$) pour la variable COPn et sa composante principale dans cet axe COPc; aucune différence significative dans le COM ($p=0,10$). Le groupe expérimental ne s'est pas amélioré significativement dans la posture, mais, il s'est amélioré de façon proche de la signification dans le maintien de la posture. Il est intéressant de noter aussi, comme le montre la figure 4.13, que

le groupe expérimental présente moins de variabilité inter sujets au post test. En effet, certaines valeurs extrêmes réalisées par certains sujets ont disparu lors du post test.

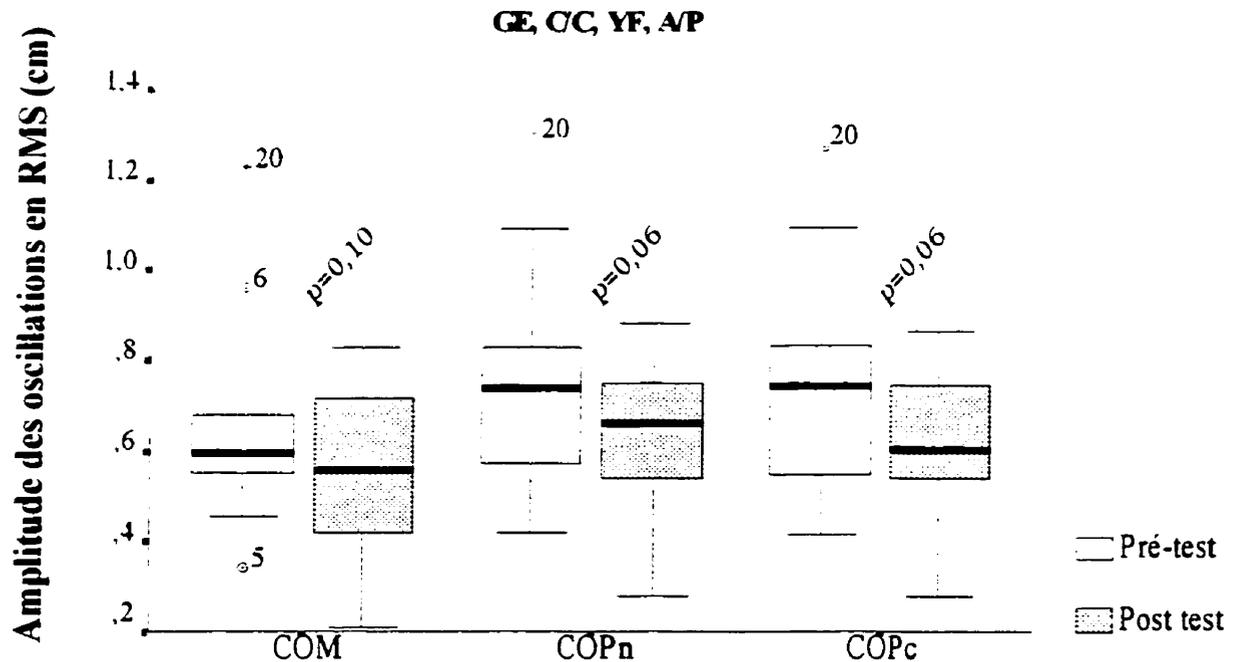


Figure 4.13 : Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P, yeux fermés: groupe expérimental, effet temps

Pour le groupe témoin: il est intéressant de voir comment le groupe s'est détérioré avec le temps. En effet, comme nous le montre la figure 4.14 les valeurs minimales et maximales, ainsi que les médianes et les intervalles inter quartiles ont augmenté avec le temps. La comparaison des résultats obtenus entre le début et la fin de la période expérimentale sur l'amplitude des oscillations en valeur RMS des variables biomécaniques montre que le groupe témoin s'est détérioré significativement dans la posture COM ($p=0,03$), dans la stratégie de chevilles COPc ($p=0,05$), et de façon approchant le seuil de signification dans le COPn ($p=0,07$). Une analyse plus précise des

résultats obtenus pour chacune des variables biomécaniques montre une augmentation importante de la médiane des oscillations en valeur RMS du COM (de 0,56 cm augmente à 0,72 cm), du COPn (de 0,69 cm augmente à 0,85 cm) et du COPc (de 0,69 cm augmente à 0,85 cm) après trois mois. L'hypothèse principale 3.b posée au départ est confirmée et donc retenue; non seulement le groupe témoin ne s'est pas amélioré, il s'est détérioré significativement.

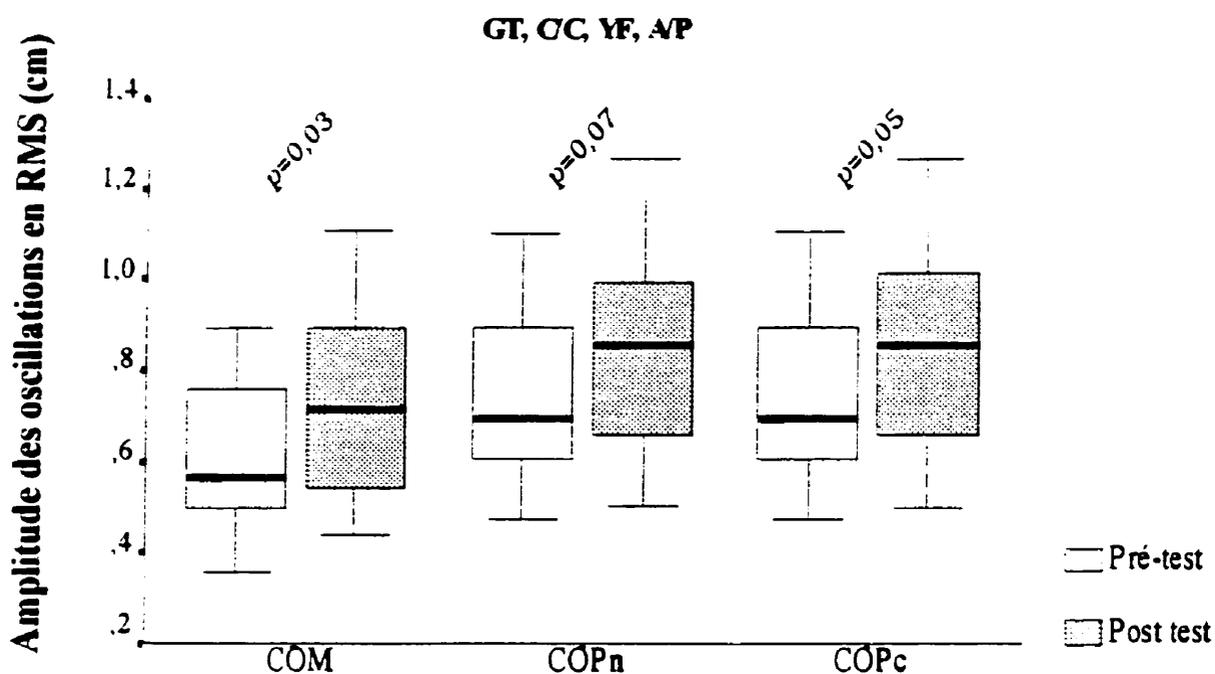


Figure 4.14 : Test biomécanique, condition pieds côte à côte en A/P, yeux fermés: groupe témoin, effet temps

4.4.2.4 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en A/P

Pour le groupe expérimental: La médiane des oscillations en valeur RMS présente une baisse dans tous les paramètres biomécaniques, le COM (de 0,53 cm baisse à 0,46 cm), le COPn (de 0,74 cm baisse à 0,45 cm), le COPc (de 0,68 cm baisse à 0,51 cm) et le COPv (de 0,38 cm baisse à 0,19 cm). La comparaison des résultats des deux moments de l'évaluation pré et post test, à l'aide du test

de Wilcoxon, montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement ($p=0,04$) dans la posture COM et dans le maintien de l'équilibre de la posture COPn. Il s'est aussi amélioré sur les deux composantes du COPn, la stratégie de cheville COPc ($p=0,009$) et la stratégie de hanche COPv ($p=0,005$). L'hypothèse principale 2.c de départ est confirmée et donc retenue. La figure 4.15 illustre cette comparaison.

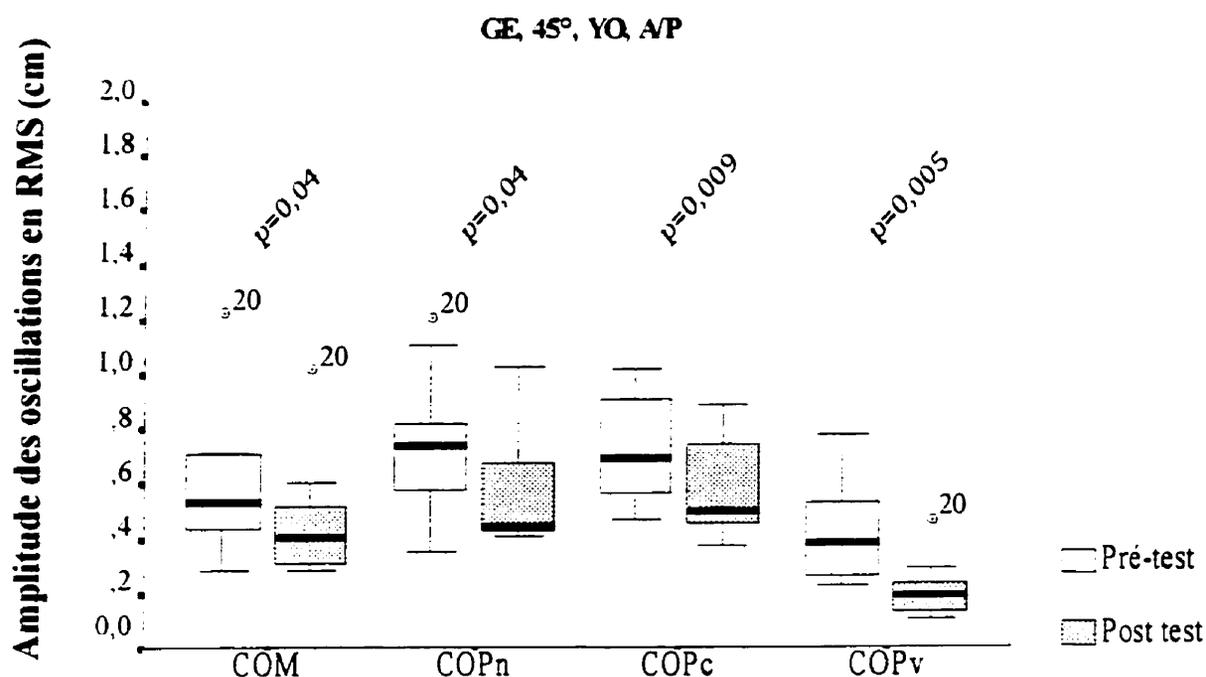


Figure 4.15 : Test biomécanique, condition pieds à 45° en A/P: groupe expérimental, effet temps

Pour le groupe témoin : Il est intéressant de voir (figure 4.16).qu'avec le temps le groupe témoin s'est détérioré significativement dans sa posture ($p=0,04$) et dans le maintien de l'équilibre de cette posture ($p=0,05$). En effet, la médiane des oscillations en RMS du COM augmente de 0,49 cm au pré-test à 0,65 cm au post test; celle du COPn de 0,63 cm passe à 0,69 cm. Pour les deux composantes du COPn dans cette condition podale, il y a eu détérioration de façon approchant le

seuil de signification ($p=0,07$) dans la stratégie de cheville (médiane de 0,71 cm monte à 0,89 cm), et de manière non significative ($p=0,30$) dans la stratégie de hanche (de 0,26 cm monte à 0,31 cm).

L'hypothèse principale 3.c du départ est vérifiée et donc retenue, non seulement le groupe témoin ne s'est pas amélioré significativement, il s'est détérioré avec le temps.

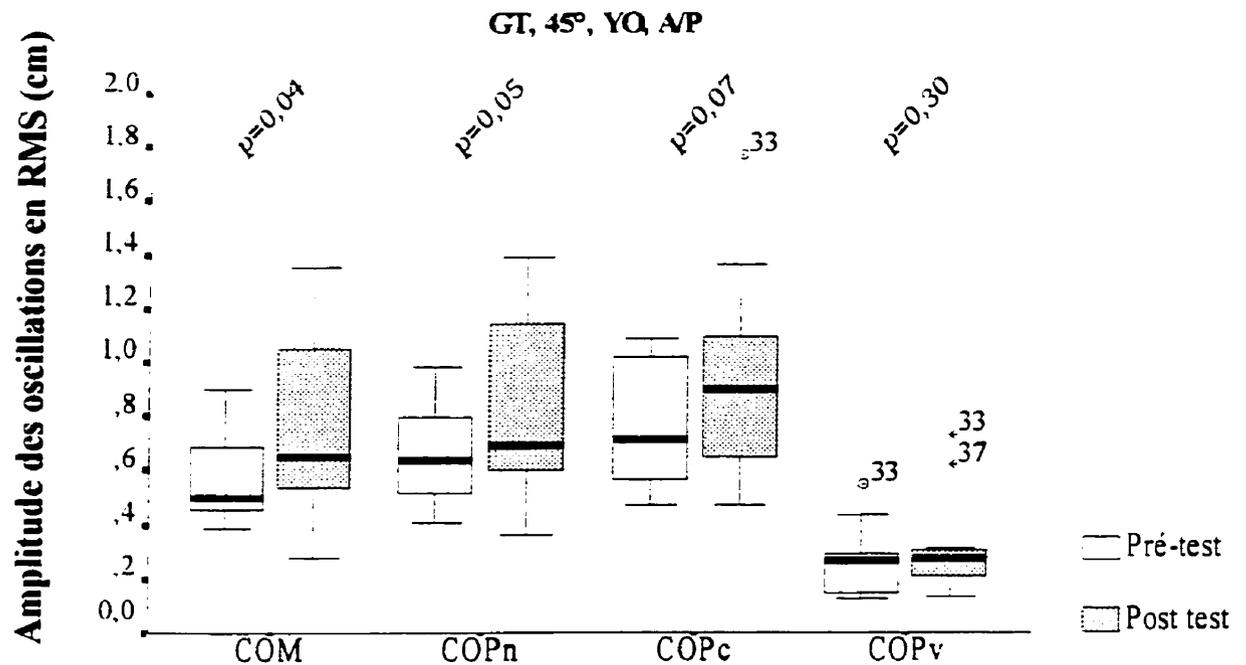


Figure 4.16 : Test biomécanique, condition pieds à 45° en A/P: groupe témoin, effet temps

4.4.2.5 Test biomécanique dans la condition des pieds à 45° en M/L

Pour le groupe expérimental: La médiane de l'amplitude des oscillations en RMS a diminué de façon importante au post test dans le COM (de 0,38 cm baisse à 0,34 cm), dans le COPn (de 0,51 cm baisse à 0,43 cm), et dans le COPv (de 0,51 cm baisse à 0,36 cm). Cependant, la médiane du COPc n'a connu qu'une légère baisse: de 0,14 cm au pré-test elle passe à 0,12 cm au post test. La comparaison statistique montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement avec le

temps dans l'amplitude des oscillations du COM ($p=0,03$), dans le COPn ($p=0,01$) et dans la stratégie de hanche, dominante dans l'équilibration du corps dans cet axe, le COPv ($p=0,01$). Pour la stratégie de cheville, COPc, le groupe ne présente pas de différence significative avec le temps. Le groupe expérimental s'est donc amélioré significativement avec le temps dans sa posture et dans le maintien de sa posture par la stratégie de hanche.

L'hypothèse secondaire 2.f stipulant une amélioration significative du groupe expérimental entre le début et la fin de l'étude est vérifiée et retenue seulement pour le COM, COPn et COPc. La figure 4.17 illustre les résultats de cette comparaison.

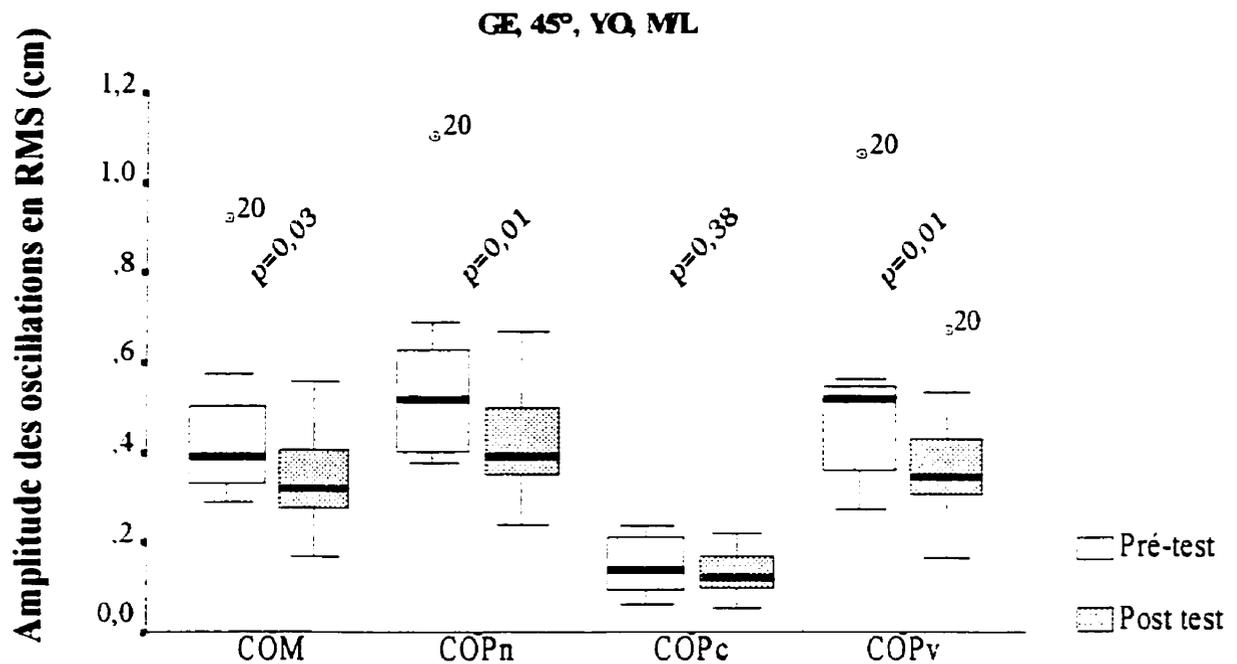


Figure 4.17 : Test biomécanique, condition pieds à 45° en M/L: groupe expérimental, effet temps

Pour le groupe témoin: La comparaison entre les résultats du pré-test et du post test ne présente aucune différence significative dans le COM ($p=0,17$), dans le COPn ($p=0,11$) ainsi que dans ses deux composantes le COPc ($p=0,34$) et le COPv ($p=0,16$). Le groupe témoin ne s'est donc pas amélioré ni dans sa posture, ni dans les stratégies qui interviennent pour le maintien de sa posture.

L'hypothèse secondaire 3.f stipulant que le groupe témoin n'aurait aucune différence significative entre les résultats du pré-test et du post test pour les variables biomécaniques COM, COPn et ses composantes COPc et COPv est confirmée et donc retenue. La figure 4.18 illustre les résultats de cette comparaison.

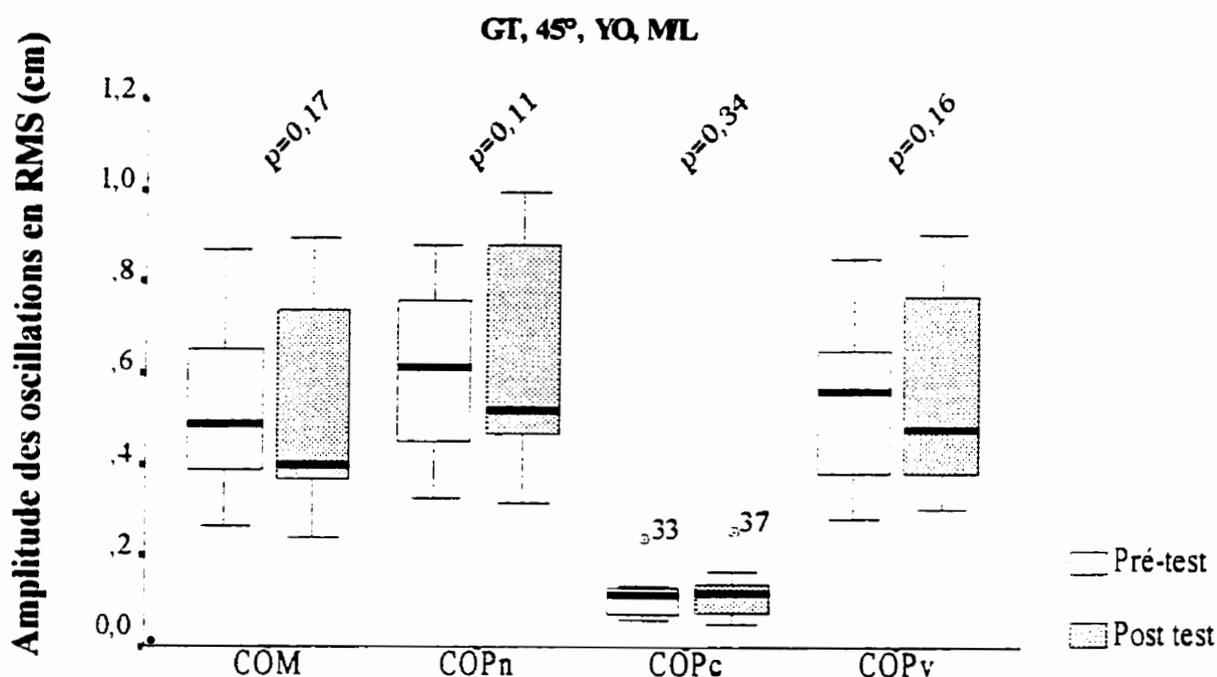


Figure 4.18 : Test biomécanique, condition pieds à 45° en M/L: groupe témoin, effet temps

CHAPITRE 5 : DISCUSSION

Les personnes jeunes comme les personnes âgées se trouvent souvent dans des situations de déséquilibre, la différence résidant dans le rattrapage de ce déséquilibre. Certaines personnes âgées en raison de certaines contraintes internes ont de la difficulté à se rattraper au bon moment. Le déclenchement des mécanismes de rééquilibration se fait souvent en retard, ce qui représente un des facteurs principaux de chutes même chez les personnes âgées autonomes. De plus, par la restriction des activités qu'elles entraînent, les chutes vont être responsables de la détérioration progressive de l'efficacité de ces mécanismes. Un cercle vicieux s'installe alors et entraîne souvent la perte d'autonomie. Les données scientifiques récentes sur l'organisation du contrôle neuromoteur offrent les possibilités de récupérer le bon fonctionnement de ces mécanismes qui interviennent dans le contrôle postural.

Le programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel, qui fait l'objet de cette étude est basé sur les données scientifiques récentes de l'organisation neuromotrice de même que sur les connaissances relatives au rôle et au fonctionnement du système nerveux dans le contrôle des activités corporelles. La présente étude est la première à évaluer, dans le cadre de la prévention des chutes, l'effet de ce genre de programme d'entraînement sur les composantes d'un test clinique et biomécanique chez des personnes âgées de 75 ans et plus ayant des problèmes d'équilibre. Deux groupes de sujets ont été formés de façon aléatoire pour éviter que le groupe expérimental n'incorpore seulement les sujets intéressés à participer au programme d'entraînement multisensoriel (biais méthodologique). L'un des groupes a été soumis à un programme d'entraînement multisensoriel à raison de deux séances hebdomadaires d'une durée de 30 minutes pendant trois mois, l'autre groupe étant dispensé de ce programme pour la même période de temps. Les deux groupes ont été évalués en deux temps, à savoir au début (pré-test) et à la fin de l'étude (post test) au moyen d'un test clinique et d'un test biomécanique. Les sujets du groupe expérimental ont montré qu'ils sont capables de suivre un programme d'entraînement de ce genre et il n'y a eu aucun incident majeur

lors des interventions. Les résultats obtenus auprès des deux groupes ont été interprétés et discutés dans les paragraphes suivants.

5.1 Test clinique de Tinetti

Ce test permet de quantifier des tâches similaires à celles de la vie quotidienne comme se lever, se tourner, s'asseoir, se tenir sur un pied, marcher, etc. Ces tâches sont considérées comme des facteurs de risque de chutes (Tinetti, 1986).

5.1.1 Test clinique de Tinetti: effet temps

Les deux groupes équivalents au pré-test (tableau 4.2) marquent une différence significative quant aux résultats du post test (tableau 4.9). Ceci pour le score total ($p=0,01$) et ses deux composantes de démarche ($p=0,03$) et d'équilibre ($p=0,008$). En effet, après trois mois, l'analyse des résultats montre que le groupe expérimental a amélioré ses propres stratégies d'équilibration pour faire face aux contraintes qui lui sont imposées par les différentes tâches à exécuter et ainsi augmenter significativement la moyenne de son score total à 30,5/40, celle de son score de démarche à 12/16 et celle de l'équilibre de 18,5/24. La figure 4.9, présentant l'évolution du groupe expérimental après trois mois, présente des valeurs minimales hors série pour le sujet PT008. Ce sujet a un problème mécanique, sa jambe droite étant plus courte que sa jambe gauche d'environ 15 cm. Sachant que l'organisme humain est un système complexe doté d'une auto-organisation, une atteinte locale sur l'une des structures qui le composent entraîne des répercussions globales. La présence de cet handicap chez le sujet PT008 diminue ses habiletés fonctionnelles dans l'exécution des activités quotidiennes. Malgré que ce sujet ait connu une aussi bonne évolution que les autres sujets, il continue à utiliser des stratégies non usuelles (pour ne pas dire anormales) dans l'exécution des tâches exigées par le test. Par exemple pour se lever, il se trouve en situation monopodale, il compense avec un appui manuel pour équilibrer son corps. Il se trouve alors évalué comme "incapable de se lever sans aide". Vu que les situations d'exécution des items du test d'équilibre sont

similaires pour la plupart, il se trouve limité par son handicap et score en bas de la moyenne de son groupe. Malgré le faible score du sujet en question, le groupe expérimental s'est amélioré significativement avec le temps.

À notre connaissance, une seule étude rapporte, entre autres variables, le score de la composante d'équilibre du test de Tinetti est celle de Maki et al. (1991). Cette étude compare des personnes autonomes qui ont chuté une fois au cours de la dernière année avec des non chuteurs par rapport à la peur de chuter. Cependant, l'âge du groupe étudié n'est pas mentionné. Les scores rapportés se situent entre 18/24 chez des chuteurs qui ont peur de chuter et 20,7/24 chez des non-chuteurs qui n'ont pas peur de chuter. Le score du groupe expérimental dans la présente étude se trouve donc au post test, dans cette zone qui semble être à faible risque de chutes.

Deux sujets du groupe témoin ont bénéficié durant la période expérimentale d'un programme de physiothérapie intensif suite à des problèmes d'équilibre, ce sont les sujets PT025 et PT032. L'analyse des résultats, incluant ceux des sujets mentionnés, ne montre aucune différence dans le groupe témoin après trois mois. Le groupe réalise au post test une moyenne de 23/40 au score final, de 9/16 au score de démarche et 13,9/24 au score de l'équilibre. Ce dernier est au dessous des valeurs rapportés dans l'étude Maki et al. (1991). Le groupe témoin ne s'est donc pas amélioré avec le temps.

5.1.2 Test clinique de Tinetti: effet programme

Suite au programme d'entraînement multisensoriel, les changements observés sur le score total dans le groupe expérimental (+52,63%) sont significatifs par rapport au groupe témoin (+19,51%). La progression et la gradation des tâches utilisées dans le programme d'entraînement ont aidé progressivement le groupe expérimental à récupérer certaines attitudes motrices face aux contraintes que présentent les situations dans lesquelles il a été placé.

Cette amélioration est traduite par une réduction importante de facteurs de risque de chutes (items du test) dans le groupe expérimental par rapport au groupe témoin. La réduction des facteurs de risque semble réduire le taux de chutes chez les personnes âgées (Tinetti, McAvay & Claus, 1996).

Pour la composante de démarche, le changement dans le groupe expérimental (+50%) par rapport au groupe témoin (+13.33%) est proche du seuil de signification ($p=0.09$). Il semble donc que le programme de physiothérapie, dont ont bénéficié deux sujets témoins, a eu pour effet un renforcement musculaire qui a permis plus d'équilibration du corps dans la posture globale (démarche) que dans la posture de la station debout (équilibre). Ce facteur semble ainsi avoir influencé la composante de démarche.

L'étude randomisée de Tinetti et al. (1996) évalue l'effet d'un programme d'entraînement d'équilibre sur la réduction des facteurs de risque et par conséquent sur la réduction du taux de chutes chez des personnes âgées de 70 ans et plus à risque de chutes. Cette étude est la seule, à notre connaissance, évaluant la composante d'équilibre parmi d'autres variables dépendantes, qui rapporte des résultats auxquels ceux de cette étude peuvent être comparés. Tinetti et al. (1996) rapporte que la comparaison des différences de scores pré-post observées dans le groupe expérimental (+40,50%) et dans le groupe témoin (- 2,7%) présente une différence proche du seuil de signification ($p=0,08$).

Dans la présente étude, le groupe expérimental évolue de la même façon et augmente son score de +63,63%. Le groupe témoin par contre (+16%) n'évolue pas dans le même sens que celui dans l'étude de Tinetti et al.(1996). Il est possible que la présence du facteur d'influence, cité plus haut, ait influencé les résultats obtenus par ce groupe. Cependant, dans la présente étude et malgré l'influence possible de ce facteur, la comparaison des différences de scores pré-post observées dans les deux groupes rapporte une amélioration significative dans le groupe expérimental par rapport au groupe témoin.

Ces résultats démontrent de façon évidente un effet programme pour le groupe expérimental. Les situations dans lesquelles les sujets ont été placés durant l'entraînement multisensoriel les a aidé à renforcer efficacement les mécanismes de l'équilibration du corps aussi bien dans les actions statomotrices (composante d'équilibre) que dans les actions locomotrices (composante de démarche). Par ailleurs, à la lumière des résultats des deux études, il semble que le programme d'entraînement multisensoriel (présente étude) est plus efficace que le programme d'entraînement d'équilibre (Tinetti et al. 1996) sur la réduction des facteurs de risque. La comparaison des différentes approches utilisées sera discutée plus loin.

5.2 Test biomécanique du contrôle postural en station bipède

Parallèlement au développement des méthodes cliniques pour quantifier l'équilibre postural (épidémiologie), il y a tout un développement des méthodes posturographiques faisant appel aux plates-formes dynamométriques.

Le test biomécanique utilisé dans cette étude permet de quantifier les deux tâches du contrôle postural. La posture est quantifiée par les déplacements du COM, et le maintien de l'équilibre de celle-ci est quantifié par les déplacements du COPn. Ce dernier reflète, selon la configuration des pieds au sol, les déplacements du COPc (stratégie de cheville) et/ou du COPv (stratégie de hanche). Cette étude est la première à quantifier biomécaniquement les deux tâches du contrôle postural chez des personnes âgées de 75 ans et plus et à risque de chutes.

Les processus dégénératifs liés au vieillissement s'expriment par une diminution de la perception des sensations provenant des récepteurs tactiles, de la perception visuelle de l'environnement et des sensations auditives. Les personnes adoptent une nouvelle tactique d'équilibration dans laquelle la vision et les informations labyrinthiques prennent une place prépondérante (Andrieu, Allard, Vellas, Lafont, Sedeuihl, Clanet & Albaredo, 1992). Les stratégies

utilisées dans le contrôle postural se trouvent ainsi modifiées avec l'avancement de l'âge. Pour une évaluation plus objective du contrôle postural, l'évaluation du COM est aussi pertinente que celle du COPn.

Dans les paragraphes suivants l'effet du temps et du programme sur le contrôle postural seront discutés en fonction des conditions étudiées. Cependant, les résultats de trois études vont être rapportés pour comparer ceux obtenus dans la présente étude, à savoir:

1- L'étude de Hu et Woollacoot (1994) évaluant l'équilibre postural chez des sujets sains dont l'âge varie entre 65 et 90 ans suite à un entraînement multisensoriel intensif de 10 heures (une heure par jour). Cette étude rapporte les résultats de la comparaison de l'amplitude des oscillations en valeur RMS du COP en A/P entre le pré-test et le post test pour la condition pieds côte à côte avec yeux ouverts et avec yeux fermés (huit conditions ont été évaluées dans cette étude).

2- L'étude de Judge, Lindsey, Underwood & Winsemius (1993) évaluant l'effet de deux types d'entraînement sur l'amélioration de l'équilibre chez des sujets en santé et dont la moyenne d'âge est de 68 ans. Un entraînement dit de flexibilité fait appel à des exercices d'équilibre basés sur des mouvements de Tai-Chi. Un entraînement dit combiné englobe les mêmes exercices de Tai-Chi avec, en plus, extension du genou et traction sur machines et de 20 min de marche vive, sur une durée de 6 mois à raison de 3 fois par semaine. Cette étude rapporte le pourcentage de changement dans les conditions pieds côte à côte avec yeux ouverts et avec yeux fermés.

3- L'étude de Lendin et al. (1991) évaluant l'effet d'un entraînement d'équilibre sur un groupe de personnes vivant en communauté, âgées entre 70 et 75 ans. Cette étude rapporte la comparaison entre le groupe d'étude et le groupe témoin sur l'effet du programme.

4- Une étude réalisée dans le même laboratoire et avec les mêmes techniques de mesure que la présente étude. Cette étude (M'Bourou, 1998) compare les oscillations posturales des aînés ayant

subi une arthroplastie de la hanche à des aînés sains. Cette étude rapporte les moyennes des oscillations en valeur RMS pour le COM, COPc et pour le COPc chez des aînés sains et sans risque de chutes (groupe témoin), dont la moyenne d'âge est de 69.9 ans. Ceci pour les trois conditions étudiées dans la présente étude.

5.2.1 Condition pieds côte à côte, yeux ouverts en A/P: effet temps

Les tableaux 4.3 et 4.10 montrent respectivement la comparaison intergroupe au début et à la fin de l'étude. Les deux groupes équivalents au pré-test présentent une différence significative au post test pour le COPn ($p=0,01$) et le COPc ($p=0,01$) et une différence non significative pour le COM ($p=0,10$). Ces résultats reflètent une amélioration du groupe expérimental par rapport au groupe témoin dans le maintien ou les mécanismes d'équilibre de la posture (COPn et COPc) et non dans la posture (COM) après trois mois. Par ailleurs, la comparaison intra-groupe sur l'effet temps ne montre aucune différence significative, ceci dans les deux groupes. Par contre, la figure 4.11 montrant la comparaison intra-groupe permettent de ressortir les changements au niveau du contrôle postural entre les deux évaluations dans chacun des deux groupes.

Dans le groupe expérimental, le profil biomécanique du contrôle postural dressé par Winter et al. (1993) montre que le déplacement net du COP autour du COM pour assurer le maintien de l'équilibre dans l'axe A/P et dans la position côte à côte des pieds est effectué surtout par le COPc soit une stratégie des chevilles, travail effectué par les fléchisseurs plantaires et dorsaux. Les résultats obtenus par le groupe expérimental reflètent ce même profil, l'amplitude des oscillations en valeur RMS du COPn étant supérieure à celle du COM et égale à celle du COPc. Même si l'analyse statistique ne révèle aucune différence significative entre le pré-test et le post test, les résultats révèlent un effet systématique du temps, les trois paramètres posturaux étudiés ont bougé dans le même sens traduisant ainsi une diminution de l'amplitude des oscillations en valeur RMS du COM,

COPn et le COPc par rapport au pré-test. On note aussi la présence de moins de variabilité inter-sujets principalement pour le COPn et le COPc au post test.

L'étude réalisée par M'Bourou (1998) rapporte les moyennes des oscillations en valeur RMS de son groupe témoin pour le COM (0,46 cm), COPn (0,50 cm) et pour le COPc (0,44 cm). Dans la présente étude, le groupe expérimental présente au post test des valeurs similaires pour le COM (0,44 cm), le COPn (0,48 cm) et le COPc (0,48 cm). Le contrôle postural chez le groupe expérimental (moyenne d'âge = 81 ans) au post test est équivalent à celui des aînés sains et sans risque de chutes dont la moyenne d'âge est de 69,9 ans.

L'étude de Judge et al. (1993) ne rapporte aucun changement (0%) dans le groupe d'entraînement combiné et un changement de 12% par rapport aux valeurs du prétest dans le groupe entraînement de flexibilité. Dans la présente étude, un changement de 5,17% par rapport au prétest situe le groupe expérimental entre ces deux groupes. Le groupe expérimental de la présente étude s'est amélioré plus que le groupe entraînement combiné et moins que le groupe entraînement en flexibilité. L'âge des sujets et la durée d'entraînement peuvent être en rapport avec les résultats obtenus. En effet, la moyenne d'âge dans le groupe d'étude de Judge et al. est de 68 ans, la durée de l'étude est de six mois. Dans la présente, la moyenne d'âge est de 81 ans et la durée de l'étude est de trois mois. Donc, soit que le changement chez les personnes âgées (moy. de 81 ans) avec des problèmes d'équilibre (la présente étude) se fait plus lentement que chez les personnes plus jeunes (moy. de 68 ans) saines (étude de Judge et al.), soit qu'une durée plus longue du programme dans cette étude aurait pu donner un changement dans le groupe expérimental similaire ou plus grand que dans le groupe entraînement en flexibilité.

L'étude de Hu et Woollacoot (1992) ainsi que la présente étude ne rapportent aucune différence significative dans le groupe d'étude sur le COP en A/P entre le pré-test et le post test. La durée du programme peut être une explication, mais d'après Hu et al., le changement est plus long à

percevoir dans cette condition où il n'y a pas de conflit ou manipulation de l'un ou l'autre des trois types d'information sensorielle importante dans le contrôle postural. En effet, la même étude rapporte un changement significatif dans la condition de la position debout sur un pied.

Dans le groupe témoin, le profil biomécanique du contrôle postural est aussi le même que celui décrit par Winter et al. (1993). La comparaison entre le pré et le post test ne présente aucune différence significative. L'analyse des résultats obtenus montre plus de variabilité inter-sujets dans le post test, l'intervalle inter quartiles augmentent pour tous les paramètres posturaux (voir figure 4.12). La moyenne de l'amplitudes des oscillations en RMS a aussi augmenté avec le temps, pour le COM (0.61 cm), pour le COPn (0,73 cm) et pour le COPc (0,73 cm). Cette dernière (stratégie de cheville) est utilisée davantage pour équilibrer le corps, ce qui sollicite plus de travail au niveau des muscles de la cheville et les fatigue plus vite. Par ailleurs, la moyenne de l'amplitude des paramètres posturaux du groupe témoin de cette étude est supérieure à celle rapportée dans l'étude de Aziza (1998). Le groupe témoin ne s'est donc pas amélioré avec le temps.

5.2.2 Condition pieds côte à côte, yeux ouverts en A/P: effet programme

Les résultats du groupe expérimental (qui a bénéficié d'un entraînement neuromoteur multisensoriel) comparés à ceux du groupe témoin sur les différences post-pré observées dans chacun des groupes montre qu'ils ont évolué dans des sens contraires (tableau 4.5 et la figure 4.5). Le groupe expérimental affiche une diminution de l'amplitude des oscillations du COM alors que le groupe témoin affiche une augmentation. Cependant, cette différence du groupe expérimental par rapport au groupe témoin est statistiquement non significative ($p=0,37$). Par contre, le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans le maintien de l'équilibre en réduisant significativement les déplacements du COPn ($p=0,03$) et du COPc ou stratégie de cheville ($p=0,02$). En plus, le groupe témoin affiche une grande variabilité inter sujets dans ses résultats sur les variables COM, COPn et COPc,. Vus de cet angle, les résultats obtenus

par le groupe expérimental par rapport au groupe témoin sont associés à un effet programme. L'étude de Ledin et al. (1991) ne rapporte aucune différence significative pour le COP en A/P entre le groupe expérimental et le groupe témoin sur l'effet programme. Dans la présente étude, la comparaison des deux groupes présente une différence significative pour la même variable. Il semble que le programme de cette étude est plus efficace pour améliorer les mécanismes d'équilibration de la posture que celui utilisé dans l'étude de Ledin et al. (1991).

La posture de la personne âgée dans la position debout montre une attitude générale en flexion caractérisée par un tronc courbé et une antéversion du bassin. Cette posture spécifique au vieillissement entraîne une augmentation de l'amplitude des oscillations du COM. Contre l'effet de la gravité et maintenir l'équilibre de cette posture représente tout un défi pour la personne âgée. La raideur et le manque de flexibilité au niveau musculosquelettique (dos, bassin et membres) rend la tâche de plus en plus exigeante principalement en présence de certaines contraintes internes (pathologies, maladies ou autres). Le programme d'entraînement de la présente étude est basé sur un travail à dominance neuromotrice et non musculaire. Cependant, la musculation est une conséquence des différentes mises en situation utilisées dans cette approche neuromotrice. Dans cette condition des yeux ouverts avec pieds côte à côte en A/P, l'amélioration significative du groupe expérimental dans les mécanismes (COPn et COPc) du maintien de la posture et non sur la posture (COM) peut probablement être associée à la durée du programme (12,5 heures seulement). Une durée plus longue aurait aidé à renforcer encore plus les muscles anti-gravitaires, responsables de l'alignement vertical des étages corporels, et ainsi réduire significativement l'amplitude du COM.

5.2.3 Condition pieds côte à côte, yeux fermés en A/P: effet temps

Les tableaux 4.3 et 4.10 montrent respectivement la comparaison intergroupe au début et à la fin de l'étude. Les deux groupes équivalents au pré-test présentent une différence significative au post test pour le COM (0,05), le COPn ($p=0,02$) et le COPc ($p=0,03$). Ces résultats reflètent une

amélioration du groupe expérimental par rapport au groupe témoin après trois mois aussi bien dans la posture (COM) que dans le maintien de l'équilibre de celle-ci (COPn et COPc). La comparaison intra-groupe permet de dégager le changement avec le temps du contrôle postural dans chacun des deux groupes.

Groupe expérimental

Dans cette situation d'absence de la vision, le groupe expérimental a le même profil biomécanique du contrôle postural (Winter, 1993) que dans la situation avec présence de la vision. Le maintien de l'état d'équilibre dans la posture debout (COM) en A/P est assuré principalement par la stratégie de cheville (COPc). Les résultats obtenus par le groupe expérimental montrent la présence d'un effet systématique du temps sur les variables. En effet, après trois mois et malgré l'absence des informations visuelles, le groupe expérimental présente des valeurs inférieures à celles du pré-test dans l'amplitude des oscillations en valeur RMS sur les variables COM, COPn et le COPc. L'analyse statistique intra-groupe montre que le groupe ne s'est pas amélioré significativement dans sa posture (COM), mais il s'est amélioré de façon proche du seuil de signification sur l'équilibration mécanique de celle-ci (COPn et COPc). La stratégie de cheville, reflétant le travail effectué par les fléchisseurs plantaires et dorsaux, est donc plus efficace et engendre moins de fatigue pour les sujets.

Le sujet PT020 (hémiplegie droite) présentait des valeurs extrêmes au pré-test pour tous les paramètres posturaux et s'est amélioré au post test. Il semble donc que le sujet, vu son hémiplegie, avait peur de chuter et utilisait beaucoup l'information visuelle pour garder l'équilibre et éviter la chute. Maki (1991) a souligné cet aspect caractéristique de la peur de chuter chez les aînés principalement chez ceux qui ont déjà connu une chute: ils s'accrochent désespérément à leur vision.

Ces améliorations obtenues par le groupe expérimental après trois mois sont associées à un effet temps positif. Le groupe expérimental s'est donc amélioré dans l'efficacité de sa stratégie utilisée pour sauvegarder l'état d'équilibre du corps et ainsi éviter les chutes.

L'étude réalisée par M'Bourou (1998) rapporte les moyennes des oscillations en valeur RMS de son groupe témoin pour le COM (0,43 cm), COPn (0,50 cm) et pour le COPc (0,51 cm). Dans la présente étude, le groupe expérimental présente au post test des valeurs proches pour le COM (0,52 cm), le COPn (0,60 cm) et le COPc (0,59 cm). Malgré l'absence de la vision, le contrôle postural au post test chez le groupe expérimental de la présente étude est proche de celui des aînés sains (sans risque de chutes) et plus jeunes.

L'étude de Judge et al. (1993) ne rapporte aucun changement (0%) dans le groupe d'entraînement combiné ainsi que dans le groupe entraînement de flexibilité. Dans la présente étude, un changement de 17,8%, par rapport au pré-test dans le groupe expérimental, démontre bien que ce dernier s'est amélioré par rapport au groupe entraînement combiné et au groupe entraînement en flexibilité. Rappelons que la moyenne d'âge des sujets de l'étude est de 68 ans, et que la durée de l'intervention est de 6 mois.

Dans la présente étude, une différence proche de la signification ($p=0,06$) sur le COP en A/P entre le pré-test et le post test dans le groupe expérimental montre qu'il s'est amélioré plus que celui dans l'étude de Hu et Woollacoot. Cette dernière ne rapporte aucune différence significative dans le groupe d'étude pour la condition des yeux fermés.

Groupe témoin

Il est intéressant de voir comment le groupe témoin s'est détérioré avec le temps. En effet, comme le montre la figure 4.14 les valeurs minimales et maximales, ainsi que les médianes et les intervalles inter quartiles ont augmenté avec le temps. La moyenne de l'amplitude des oscillations en

valeur RMS augmente de façon significative pour le COM ($p=0,03$), COPc ($p=0,05$) et se situe proche le seuil de signification pour le COPn ($p=0,07$).

L'augmentation du déplacement du COM exige du COPc, chargé d'effectuer le travail du COPn dans l'axe A/P, d'augmenter lui aussi ses déplacements pour sauvegarder la projection du COM à l'intérieur de la base de support. La stratégie de cheville, reflétant le travail effectué par les fléchisseurs plantaires et dorsaux, est de plus en plus sollicitée, ce qui engendre plus de fatigue chez les sujets. Chez le groupe témoin l'absence de l'information sensorielle visuelle pose plus de difficultés après trois mois à maintenir son équilibre dans la position de la posture debout.

La plus courante des désorganisations neuro-sensorielles chez les personnes qui chutent est celle qui montre une entrée visuelle privilégiée avec un système nerveux central qui s'accroche désespérément à l'entrée visuelle. Les sujets se comportent comme s'ils n'avaient pas d'entrée vestibulaire (Freyss, Vitte, Semont, Meligy & Gaillard, 1989). La détérioration du groupe témoin dans le contrôle postural est attribuable à une désorganisation neuro-sensorielle qui semble s'aggraver avec le temps.

Les valeurs moyennes des paramètres posturaux au post test à savoir le COM (0,72 cm), le COPn et le COPc (0,85 cm) sont supérieures à celle rapportées dans l'étude de Aziza (1998) pour la même condition. De plus, le groupe n'a même pas réussi à garder ses performances, il s'est détérioré avec le temps. Il est à noter que les résultats analysés incluent ceux des deux sujets qui ont bénéficié d'un programme intensif de physiothérapie.

5.2.4 Condition pieds côte à côte, yeux fermés en A/P: effet programme

Les personnes âgées (principalement celles qui font des chutes) utilisent beaucoup l'information visuelle dans le maintien de l'équilibre, raison pour laquelle ils ont beaucoup de

difficultés dans le noir. L'absence de l'information visuelle est compensée normalement par les informations somatosensorielles et vestibulaires.

Toute perception qui est pertinente à l'exécution motrice est toujours fondée sur une configuration de signaux multisensoriels (Berthoz et al., 1993). Dépendant de la situation dans laquelle se trouve le corps, le SNC doit rapidement choisir parmi les informations redondantes qu'il reçoit via les récepteurs sensoriels l'information pertinente et appropriée à la réponse motrice.

L'approche utilisée dans le programme d'entraînement multisensoriel est basée sur l'organisation systémique du système nerveux ainsi que sur l'organisation neurodynamique de la production motrice (Vanden Abeele, 1994). L'introduction progressive de l'absence de la vision dans les mises en situations a aidé les sujets expérimentaux à optimiser leur organisation neuro-sensorielle. Ils utilisent davantage les informations somatosensorielles et vestibulaires pour compenser l'absence des informations visuelles. La variété des mises en situations dans lesquelles les sujets ont évolué et où il y a absence de la vision, offrait au SNC la possibilité de faire différentes lectures de la position et de l'orientation du corps par rapport à l'espace (schéma corporel), ainsi que son adaptation à trouver rapidement la configuration sensorielle optimale pour générer la synergie musculaire appropriée à l'exécution de la tâche. Un répertoire neuromoteur plus enrichi permet au sujet (selon sa capacité) de trouver rapidement la stratégie la plus efficace et la moins coûteuse énergiquement pour lui afin de faire face à la situation dans laquelle il se trouve. Les résultats obtenus par le groupe expérimental dans cette étude démontrent que l'approche utilisée dans le programme d'entraînement multisensoriel, dont il a bénéficié, l'a aidé à s'améliorer dans le contrôle postural dans la condition des yeux fermés.

En effet, les résultats présentés au tableau 4.6, montrent que les groupes ont évolué mais différemment (dans des sens contraires). Le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin sur les oscillations du COM ($p=0,01$) et le COPn ($p=0,009$), chargé de

maintenir le COM à l'intérieur de la base de sustentation. Le COPc, stratégie de chevilles, composante principale du travail effectué par le COPn en A/P, s'est amélioré aussi significativement ($p=0,01$). Il est intéressant de noter que le sujet PT020 malgré son hémiplégié, s'est beaucoup amélioré sur sa stratégie d'équilibration du corps avec les yeux fermés. La figure 4.6 le montre d'ailleurs que le sujet présente des différences post-pré inférieures aux valeurs minimales de son groupe et ceci pour tous les paramètres posturaux. Le 2ème sujet hémiplégié PT022 se base beaucoup sur l'information visuelle dans ses déplacements. En l'absence de celle-ci on remarque que le sujet a encore de la difficulté au niveau des mécanismes d'équilibration, les variables responsables (COPn et COPc) se trouva hors distribution. En plus, le sujet PT006 (qui a refusé d'exécuter certains items du test clinique) présente des valeurs plus basses hors distribution pour le COPn et extrême pour le COPc; ce qui montre qu'il s'est amélioré dans le maintien de l'équilibre de sa posture malgré l'absence des informations visuelles. Comme mentionné au chapitre des résultats, son refus d'exécuter des items du test clinique résulte de son état psychologique et non de son incapacité.

Le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans sa posture ainsi que dans le maintien de l'équilibre de celle-ci. Ces changements significatifs sont reliés à un effet programme. Autant le groupe expérimental s'est amélioré autant le groupe témoin s'est détérioré dans le contrôle postural de la station debout avec l'absence des informations visuelles.

5.2.5 Condition pieds à 45°, yeux ouverts: effet temps

La configuration des pieds à 45° est considérée comme la position du double appui dans un cycle de marche. Les tableaux 4.3 et 4.10 montrent respectivement la comparaison intergroupe au début et à la fin de l'étude. Dans l'axe A/P, le groupe expérimental utilisait la stratégie de hanche (COPv) beaucoup plus que le groupe témoin dans le maintien de l'équilibre de sa posture. Une différence significative ($p=0,05$) au pré-test a disparu au post test. Pour les autres paramètres

posturaux, les deux groupes équivalents au pré-test présentent une différence significative au post test pour le COM (0,05) et pour le COPc ($p=0,03$) et une différence non significative pour le COPn ($p=0,10$). Ces résultats reflètent une amélioration du groupe expérimental par rapport au groupe témoin après trois mois pour la posture (COM) et pour la stratégie de chevilles (COPc), dominante dans le maintien de l'équilibre de la posture dans cette configuration des pieds. Dans le plan médio-latéral, au pré-test le groupe expérimental utilisait la stratégie de cheville plus que le groupe témoin dans le maintien de l'équilibre de sa posture. Une différence proche du seuil de signification ($p=0,09$) au pré-test a cependant disparu au post test. Pour les autres paramètres posturaux, les deux groupes équivalents au pré-test ne présentent aucune différence significative au post test. Ces résultats ne reflètent aucune amélioration du groupe expérimental par rapport au groupe témoin après trois mois ni dans la posture (COM) ni dans le maintien de l'équilibre de la posture dans cette configuration des pieds (COPn et COPc). Cependant, le groupe expérimental présente des moyennes et des écart types inférieures à celle du groupe témoin sur tous les paramètres posturaux. La comparaison intra-groupe permet de dégager les changements avec le temps dans chacun des deux groupes afin de comprendre comment chacun des groupes a évolué.

Groupe expérimental

La comparaison des performances obtenues par ce groupe au début de l'étude et après trois mois montre que :

Dans le plan A/P, le groupe expérimental s'est amélioré significativement après trois mois dans la répartition des différents modules et étages corporels (activité des muscles anti-gravitaires) assurant une meilleure posture. Avec le temps, il a réussi à réduire significativement les oscillations du COM de 24,52% ($p=0,04$). Par ailleurs, dans cette configuration des pieds, le travail du COPn est effectué par une combinaison de stratégie de hanche et de stratégie de cheville avec une dominance de cette dernière. Au pré-test, le groupe expérimental avait beaucoup de difficulté dans le

maintien de la projection du COM à l'intérieur de la base de support principalement au niveau de la gestion du transfert du poids avant arrière (COPv ou stratégie de hanche). Au post test sa stratégie dans le contrôle postural est plus efficace; il a réussi à réduire significativement les oscillations du COPv (réduction de 50% avec $p=0,005$). Il s'est aussi amélioré dans sa stratégie de cheville COPc (réduction de 19.11% avec $p=0,009$). Par ailleurs, l'amplitude des déplacements du COPn autour du COM a diminué de 25,67% ($p=0,04$), ce qui procure moins de fatigue pour les sujets. Le groupe expérimental s'est donc amélioré significativement dans le contrôle postural debout dans l'axe A/P avec une configuration des pieds à 45°. Ces changements positifs du groupe expérimental sont reliés à un effet temps.

L'étude réalisée par M'Bourou (1998) rapporte des moyennes des oscillations en valeur RMS de son groupe témoin pour le COM (0,48 cm), COPn (0,58 cm) pour le COPc (0,59 cm) et pour le COPv (0,29 cm). Dans la présente étude, le groupe expérimental présente au post test des valeurs proches pour le COM (0,52 cm), le COPn (0,60 cm) et le COPc (0,63 cm) et pour le COPv (0,22 cm). Avec la contrainte de la configuration des pieds à 45°, le contrôle postural au post test chez le groupe expérimental de la présente étude est proche de celui des aînés sains (sans risque de chutes) et plus jeunes.

Dans le plan médio-latéral, le groupe expérimental s'est amélioré de façon significative sur les oscillations du COM (réduction de 18,42% avec $p=0,03$) et pour le COPn (réduction de 23,52% avec $p=0,01$) chargé de sauvegarder l'équilibre de ce dernier. Le changement significatif du maintien de la posture (COPn) résulte de l'amélioration significative de la stratégie de hanche (COPv), dominante en M/L et dans la configuration des pieds à 45° (réduction de 23,52% avec $p=0,01$). Cependant, la stratégie de chevilles n'a pas changé significativement par rapport au pré-test (réduction de 7,14% avec $p=0,38$). La figure 4.17 montre l'évolution du groupe expérimental après trois mois. Il est intéressant de noter que des valeurs situées hors distribution sur le COM et le COPn, présentées par

le sujet hémiparétique PT020 au pré-test, ne le sont plus au post test. Ce sujet, malgré ses limites physiques, s'est amélioré dans le contrôle postural avec le temps. Cependant, ses difficultés à gérer le transfert du poids dans l'axe M/L n'ont pas totalement disparu; des valeurs hors série du COPv sont encore présentes au post test.

L'étude réalisée par M'Bourou (1998) rapporte les moyennes des oscillations en valeur RMS en M/L de son groupe témoin pour le COM (0,47 cm), pour le COPn (0,48 cm) pour le COPc (0,11 cm) et pour le COPv (0,41 cm). Dans la présente étude, le groupe expérimental présente au post test des valeurs proches pour le COM (0,36 cm), pour le COPn (0,46 cm) pour le COPc (0,13 cm) et pour le COPv (0,40 cm). Avec la contrainte de la configuration des pieds à 45°, le contrôle postural au post test chez le groupe expérimental de la présente étude est meilleur au niveau de la posture et proche au niveau du maintien de l'équilibre par rapport à celui des aînés sains (sans risque de chutes) et plus jeunes.

Groupe témoin

Il est étonnant de voir comment le groupe a changé dans son contrôle postural après trois mois. Dans le plan antéro-postérieur, même avec le facteur d'influence confondant (sujets de physiothérapie), le groupe s'est détérioré dans sa posture (COM) et dans le maintien de l'équilibre de celle-ci (COPn). Au post test, l'amplitude des oscillations a augmenté significativement pour le COM (32,65% avec $p=0,04$) et pour le COPn (20,63% avec $p=0,05$). La figure 4.16 montre la présence de plus de variabilité inter sujets avec le temps, l'intervalle inter quartiles augmentant au post test. Il s'est détérioré dans sa stratégie de chevilles, l'amplitude des oscillations du COPc ayant augmenté de façon approchant même le seuil de signification(+19,71% avec $p=0,07$). Comme le montre la figure 4.16, le sujet PT033 s'est détérioré plus que les autres sujets du groupe (valeur hors série) sur sa stratégie de cheville. Le COPv (stratégie de hanches) ne présente aucun changement en terme de médiane, mais la détérioration avec le temps commence à toucher plus de sujets qu'au pré-

test. En effet, le sujet PT033 qui présentait une valeur hors série sur le COPv au pré-test, s'est détérioré au point de présenter une valeur extrême. Le sujet PT037 présente aussi une valeur hors série, s'étant aussi détérioré avec le temps dans sa stratégie de hanche. Ces détériorations que connaît le groupe témoin sont reliées en grande partie à un effet temps.

Les valeurs moyennes des paramètres posturaux du groupe témoin au post test à savoir le COM (0,75 cm), le COPn (0,81 cm), le COPc (0,92 cm) et le COPv (0,31 cm) sont supérieures à celles rapportées dans l'étude de Aziza (1998) pour la même condition. Le groupe témoin de la présente étude n'a même pas réussi à garder ses performances: il s'est détérioré avec le temps. Il est à noter que, les résultats analysés incluent ceux des deux sujets qui ont bénéficié d'un programme intensif de physiothérapie.

Dans le plan médio-latéral, il n'y a aucune différence significative entre le pré et le post test, Le groupe a maintenu ses performances au post test pour tous les paramètres posturaux. Cependant, la figure 4.18 montre que le groupe présente plus de variabilité inter-sujets avec le temps (baisse de médiane avec augmentation de l'IQR).

5.2.6 Condition pieds à 45°, yeux ouverts: effet programme

Durant la période expérimentale, le groupe expérimental a bénéficié d'un programme d'entraînement multisensoriel échelonné sur trois mois à raison de deux fois une demie heure par semaine, alors que le groupe témoin n'a bénéficié d'aucun traitement. Les différences des oscillations des paramètres posturaux en valeur RMS post-pré dans chacun des groupes sont comparées à la fin de l'étude. Cette comparaison nous permet de voir que les deux groupes ont changé mais en sens contraire.

Dans le plan antéro-postérieur, le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin sur les oscillations du COM ($p=0,005$), COPn ($p=0,009$) et ses deux

composantes COPc ($p=0,002$) et COPv ($p=0,0006$). Les déplacements variés et l'interaction avec autrui et objet ont amené les sujets à faire différents déplacements et orientations des modules corporels dans l'espace et par rapport au monde externe, ce qui amène progressivement à faire différentes lectures des positions dans l'espace et ainsi renforcer la représentation interne de la posture corporelle. Les sujets ont alors moins de difficulté à passer d'une stratégie à l'autre pour assurer leur équilibration du corps et faire face aux contraintes des situations dans lesquelles ils se trouvent. Le changement dans l'amplitude des oscillations reflète une adaptation des synergies posturales, étant donné que la réponse est réglée pour s'ajuster au contexte de la nouvelle tâche (Hansen, Woollacott & Debu, 1988).

Le programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel dont a bénéficié le groupe expérimental lui a permis d'améliorer, par rapport au groupe témoin, la maîtrise de ses étages corporels dans l'espace en réduisant les oscillations du COM. Le COPn se trouve grâce au programme effectuer moins de travail pour sauvegarder l'état d'équilibre du COM à l'intérieur de la base de sustentation. Le travail du COPn est effectué par une stratégie combinée entre les chevilles (COPc) et les hanches (COPv) dans la position des pieds à 45°. Le groupe expérimental s'est amélioré significativement sur ces deux stratégies dans le contrôle postural par rapport au groupe témoin. Pour la stratégie de chevilles, le groupe expérimental s'est amélioré (-19,11%), presque autant que le groupe témoin s'est détérioré (+19,71%). Pour le COPv, La différence post-pré obtenue par le groupe expérimental (-50%) est significativement supérieure à celle observée dans le groupe témoin (+3,07%). La figure 4.7 montre la différence entre les boîtes de distribution des résultats des deux groupes. Les médianes sont en bas de l'axe de zéro pour le groupe expérimental, alors que pour le groupe témoin elles se situent à zéro et plus. Ces changements positifs qu'on relève dans le groupe expérimental sont reliés à un effet du programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel.

Dans le plan médio-latéral, le programme a permis au groupe expérimental de s'améliorer en réduisant ses oscillations par rapport au groupe témoin chez qui elles ont augmenté. Le groupe expérimental s'est amélioré, par rapport au groupe témoin, principalement dans l'efficacité à garder le COM dans la base de sustentation en améliorant l'efficacité de sa stratégie de hanches dans cette configuration des pieds. Les répercussions de l'âge font que les personnes âgées développent moins de force latérale au sol (Therrien et al., 1992), ce qui se traduit par une augmentation de l'amplitude du COPv en M/L. Le programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel a aidé les sujets expérimentaux à récupérer une certaine force latérale en réduisant significativement l'amplitude des oscillations du COPv (stratégie de hanches) par rapport au groupe témoin.

Dans une étude sur l'identification des stimuli significatifs dans l'entraînement de l'équilibre chez les personnes âgées, Whipple (1997) explique qu'il y a une multitude de contextes biomécaniques qui mettent l'équilibre au défi, et qu'un SN sain est capable d'adapter ses réponses sensori-motrices à ces différents contextes après des expositions répétées. Il conclut en rappelant que dans le futur, réussir à rehausser l'équilibre chez les personnes âgées; il en dépend des projets d'entraînement qui incorporent: (a) une exposition soutenue (et sécuritaire) à une grande variété de contextes qui mettent l'équilibre fonctionnel au défi, (b) des occasions multimodales de traitement sensoriel et (c) une attention portée sur les références spatiales réelles ou imaginaires. L'intervention de cette étude a été conçue et appliquée en 1995, mais elle considérait déjà entre autres éléments pertinents dans l'entraînement du contrôle postural chez les personnes âgées ceux rapportés par Whipple (1997). La vision et l'approche de la problématique étaient justes et bien fondées, ce que démontrent les résultats obtenus dans cette étude.

5.3 Effets secondaires du programme

En plus des effets directs du programme dans le groupe expérimental, et qui ont été vérifiés statistiquement, d'autres effets secondaires intéressants ont été remarqués au fil de la progression

dans le programme. Ces effets secondaires ou répercussions du programme d'entraînement ont été soit observés, soit rapportés par les sujets eux mêmes ou par un membre de la famille qui les accompagnait durant le programme. Ces répercussions sont résumés dans ce qui suit:

Dans la vie quotidienne: faire beaucoup plus de choses dans la même journée; se déplacer plus facilement sans aide; reprises de certaines activités extérieures (magasinage); avoir moins peur de faire une chute; bon sommeil; bon appétit.

Les signes de fatigue qui apparaissaient au début du programme chez la plupart des sujets et qui exigeaient des temps de pause ont disparus à la fin du programme. Le fait d'entrecouper les différentes parties des séances par un temps de repos, et le réduire progressivement a aidé les sujets à développer une certaine endurance à l'effort physique.

Certaines mises en situation étaient sous forme de jeu utilisant une interaction avec autrui et objet. Parmi les objets utilisées dans les jeux, les ballounes et les petites balles avec différents poids et couleurs ont été appréciés. Les affordances créés par ces objets ont aidé à rehausser la notion du plaisir chez ces personnes: ils s'amusaient comme des enfants.

Dans un cadre préventif d'assurer la sécurité, certains sujets étaient accompagnés de leurs conjoint(es) ou d'un membre de la famille. Ceux-ci ont participé également aux séances d'entraînement. Le fait d'avoir participé au programme les a sensibilisé davantage à la problématique en leur apportant une meilleure vue d'ensemble. Ces accompagnateurs vont assurer la continuité dans l'environnement immédiat de ces sujets, poursuivre l'application de certaines gradations des activités quotidiennes utilisées dans le programme, les aidant ainsi à maintenir leur niveau d'autonomie acquis.

5.4 Pertinence de l'approche préconisée

Dans le but de soumettre des réflexions, afin de rehausser la compréhension de l'approche utilisée, une tentative de critique de certaines interventions s'avère nécessaire. Cette critique sera présentée dans le cadre de l'organisation du corps humain et sa motricité ainsi que de l'organisation du contrôle neuromoteur. Les interventions ciblées font partie du méga projet américain FICSIT. La critique de chacune de ces interventions est menée dans les paragraphes qui suivent. Cependant, un trait commun caractérise ces interventions, elles sont basées sur des répétitions d'actions motrices statiques (statomotrices). En plus, l'uniformité de ces exercices impose un cadre défini avec limitations des possibilités d'exécution. La répétition d'exercices peut améliorer l'exécution de l'action motrice elle même (adaptation du SN) sans pour autant améliorer le contrôle postural dans les activités quotidiennes.

L'étude de Reinsch, MacRae, Lachenbruch, & Tobis (1992), le coeur du programme d'exercices, selon la qualification des auteurs, est de la vieille procédure proposée par Liss (1976) dans la prévention des chutes. Le « stand up/step up qui consiste à se lever d'une chaise et monter un obstacle de 6 pouces (environ 15 cm) selon un nombre de répétitions spécifique.

Se lever d'une chaise est un exercice à dominance renforcement musculaire. Se lever de la position assise sur une chaise est un facteur de risque de chute chez les personnes avec des problèmes d'équilibre (Tinetti, 1986). Exercer une personne à se lever de la position assise implique l'intervention de la force musculaire. Le redressement du corps et rétablissement de la posture debout exigent beaucoup d'ajustements posturaux et les personnes âgées ont beaucoup de difficultés à les exécuter vue les processus dégénératifs liés au vieillissement.

L'action de monter un obstacle de 15 cm fait appel à la fonction du réglage qui représente un deuxième degré du contrôle neuromoteur. Newell (1985) identifie trois degrés de contrôle neuromoteur qui font intervenir au 1^{er} degré les fonctions de coordination, au 2^{ème} degré les fonctions

de réglage et au 3^{ème} degré les fonctions d'habileté. Une intervention efficace doit respecter ces niveaux de contrôle. Aucune distance n'est accordé aux sujets pour s'ajuster avant, donc la montée d'obstacle est sans approche. Trempe (1997) rapporte, dans son étude comparant la montée avec et sans approche, que les personnes âgées peuvent avoir de la difficulté à intégrer des ajustements posturaux lors du passage des situations statiques (debout) à des situations dynamiques (monter). La montée représente une asymétrie de tâches. Le soulèvement et la translation du corps nécessite des ajustements avec transfert de poids exécutés à deux hauteurs différentes. Les personnes âgées à risque de chutes ont de la difficulté à maintenir l'équilibre et contrôler le transfert de poids même avec les deux pieds au sol (même hauteur, même plan horizontale). La tâche de la montée exige une demande accrue en stabilité posturale et peut entraîner la chute. Chen et al (1991) ont trouvé que même un obstacle sans hauteur a une influence significative sur le patron locomoteur.

L'étude de Wolfson, Whipple, Derby, Judge, King, Amerman, Schmidt & Smyers (1996) est basée sur une progression des niveaux de difficulté avec modification ou perturbation de l'information visuelle et somatosensorielle dans les exercices d'équilibre. Cette intervention reconnaît donc le rôle important des informations sensorielles et leur interaction dans le maintien de l'équilibre; elle respecte la capacité des sujets. Cependant, ces exercices statiques ne reflètent pas les situations dynamiques des activités quotidiennes et durant lesquelles le maintien de l'équilibre représente tout un défi pour la personne âgée.

L'étude de Buchner, Cress, Wagner, de Lateur & Price (1993) cible l'entraînement en force avec appareils. Les sujets de cette étude souffrent d'une faiblesse musculaire des jambes et d'une détérioration de la marche en plus de l'effet du vieillissement. Vu l'âge et la difficulté des sujets, l'intervention nécessite une approche différente, qui respecte les limites dues au vieillissement et de la maladie. L'approche doit donc être non conventionnelle (utilisation des appareils).

L'étude de Wolf, Barnhart, Kutner, McNeely, Coogler & Xu, T (1996) utilise 10 formes parmi environ 108 du Tai Chi. Les formes choisies ne sont pas rapportées, néanmoins le Tai Chi se base sur la variation de la position des modules corporels dans l'espace, de la variation de la base de support et des mouvements au niveau de la tête. Il y a aussi enchaînement dans les actions motrices exécutées et l'utilisation des séquences d'actions motrices. Ceci permet au SN de faire différentes lectures de la position du corps dans l'espace et par rapport à l'environnement nécessitant des ajustements posturaux séquentiels et continuels. Cependant, il y a absence d'interaction avec autrui et avec objet, éléments qui font partie des réalités quotidiennes.

L'étude de Tinetti (1994) se base sur une progression des niveaux de difficultés. Dans cette étude des actions isolées prises à partir des activités quotidiennes, sont exécutées séparément avec répétitions. L'enchaînement (phase de transition) qui caractérise les activités quotidiennes est absente, ce qui limite les possibilités de l'exécution dans le contexte réel. La difficulté des personnes âgées, dans l'exécution des activités quotidiennes, réside au niveau de la phase de transition entre deux actions simultanées, ce qui engendre souvent des chutes, l'intervention doit favoriser cette phase au lieu de l'éliminer. Il y a également absence d'interaction avec autrui et avec objet ce qui enrichit le répertoire moteur des sujets à risque de chutes. Un répertoire moteur enrichi permet de rehausser la capacité des sujets à faire face à différentes situations dans lesquelles leur équilibre est menacé.

L'étude de Hu et Woollacott (1994), reconnaît l'interaction des systèmes sensoriels qui contribuent à maintenir la posture et l'équilibre postural. Cependant, elle se base sur des répétitions de huit situations statiques avec modifications ou absence d'informations sensorielles (exercices en statomoteur). Le sujet est exposé aux mêmes types d'informations sensorielles à répétition au lieu d'une variété de situations qui permettrait au SN de faire différentes lectures du corps dans l'espace et par rapport à l'environnement pour le même objectif sensoriel recherché.

5.5 Limites de l'étude

Certains facteurs ou certaines circonstances pourraient être considérés comme apportant des limites à l'étude. Il s'agit des éléments suivants:

- L'intervention de deux facteurs d'influence durant l'étude, un facteur psychologique et un facteur confondant. Le facteur psychologique se retrouve au niveau d'un sujet expérimental qui a refusé d'exécuter certaines tâches lors du post du test de Tinetti. Le facteur confondant est dû au fait que deux sujets témoins qui ont bénéficié à notre insu d'un programme intense de physiothérapie durant la période expérimentale.
- L'abandon de certains sujets au début de l'étude a réduit l'échantillon expérimental.
- Un sujet expérimental a manqué 14 séances d'entraînement sur les 25 séances prévues pour des raisons de santé.
- Deux sujets expérimentaux PT020 et PT022 avaient eu des ACV
- Un sujet expérimental PT008 a un problème mécanique, ayant une jambe plus courte d'environ 15 cm.

On a cependant tenu compte de ces éléments dans la discussion des résultats, de façon à éclairer leur impact sur l'étude.

CHAPITRE 6 : CONCLUSION

Dans le cadre de la prévention des chutes chez les personnes âgées en perte d'autonomie et à risque de chutes, cette étude est la première à mettre en application une approche systémique basée sur les fondements scientifiques actuels de l'organisation neurodynamique de la motricité humaine dans l'entraînement multisensoriel du contrôle postural.

L'objectif de cette étude était de vérifier, dans le cadre de la prévention des chutes, l'effet d'un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel sur le contrôle postural chez des personnes âgées de 75 ans et plus, en perte d'autonomie, à risque de chutes et vivant à domicile.

L'évaluation clinique montre que le programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel a aidé le groupe expérimental à s'améliorer dans l'exécution des différentes tâches exigées par le test. En effet, la comparaison intergroupes sur l'effet programme montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans le score total et le score équilibre, et de façon proche du seuil de signification pour le score de démarche. Par ailleurs, la comparaison intra-groupe sur l'effet temps montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement. Le groupe témoin ne présente aucune différence significative dans les scores du test. À noter que, deux des 12 sujets témoins ont bénéficié à notre insu d'un programme intense de physiothérapie durant la période expérimentale, ce qui a possiblement influencé les résultats du groupe témoin.

L'évaluation biomécanique montre un effet systématique du programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel dans le groupe expérimental sur l'amplitude des oscillations de tous les paramètres posturaux et dans toutes les conditions: (a) Dans la condition des pieds côte à côte dans l'axe A/P avec les yeux ouverts, la comparaison intergroupes sur l'effet programme montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans le maintien de l'équilibre de la posture par la stratégie de chevilles(COPn et COPc) et non dans le maintien de la

posture (COM). La comparaison intragroupe sur l'effet temps montre qu'ils ont évolué dans des sens contraires, mais de façon non significative. Le groupe expérimental a réduit l'amplitude des oscillations de tous les paramètres posturaux, tandis que le groupe témoin l'a augmenté. (b) Dans la condition des pieds côte à côte dans l'axe A/P avec les yeux fermés, la comparaison intergroupes sur l'effet programme montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans le contrôle postural. La comparaison intragroupe sur l'effet temps indique qu'ils ont évolué dans des sens contraires: le groupe expérimental affiche une amélioration proche de la signification dans le maintien de l'équilibre de la posture par la stratégie de chevilles, tandis que le groupe témoin présente une détérioration significative dans la posture (COM) et dans le maintien de l'équilibre de la posture (COPn) par la stratégie de chevilles (COPc). (c) Dans la condition des pieds à 45° dans l'axe A/P, la comparaison intergroupes sur l'effet programme montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans la posture (COM) et dans le maintien de l'équilibre de la posture par la stratégie de chevilles et de hanches (COPn, COPc et COPv). La comparaison intragroupe sur l'effet temps montre que le groupe expérimental s'est amélioré alors que le groupe témoin s'est détérioré dans le contrôle postural. Dans l'axe M/L, la comparaison intergroupes sur l'effet programme montre que le groupe expérimental s'est amélioré significativement par rapport au groupe témoin dans le maintien de l'équilibre de la posture par la stratégie de hanches, dominante dans cet axe (COPn, COPv), de façon proche de la signification dans la posture (COM) et de façon non significative dans la stratégie de chevilles (COPc). La comparaison intragroupe sur l'effet temps présente une amélioration significative dans le groupe expérimental dans le contrôle postural, traduite par une réduction de l'amplitude des oscillations des paramètres posturaux COM, COPn, et du COPv. Dans le groupe témoin, la comparaison n'indique aucune différence significative des paramètres posturaux. Le groupe témoin n'a presque pas changé avec le temps dans le contrôle postural.

La réadaptation des personnes ayant une incapacité neuromotrice doit être fondée sur les connaissances relatives au rôle et au fonctionnement du système nerveux dans le contrôle des activités corporelles. L'approche réductionniste, malheureusement encore utilisée dans certains domaines de la rééducation et/ou la réadaptation du corps humain est à reconsidérer. En effet, une approche où une partie du corps seulement est sollicitée, au moyen de mouvements limités à une articulation, constitue une simplification qui limite considérablement la portée des résultats obtenus.

Le programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel, qui fait l'objet de cette étude est basé sur les données scientifiques récentes de l'organisation neurodynamique de la motricité humaine. Celui-ci a aidé les personnes âgées à optimiser la fonction d'équilibre dans la posture debout, en situation dynamique. Les séances d'intervention sont variées, actives et basées sur des mises en situations, sollicitant des prédominances sensorielles différentes et des conditions de conflits intersensoriels nécessitant des ajustements posturaux continuels.

Le groupe expérimental randomisé parmi les personnes à risque de chutes présente une moyenne d'âge de 81 ans. Les personnes faisant partie de ce groupe ont montré qu'elles sont capables de suivre un programme d'entraînement de ce genre et il n'y a eu aucun incident majeur lors des séances d'activités physiques. Le programme est appliqué sur une durée de trois mois à raison de deux fois une demie heure par semaine totalisant ainsi 12,5 heures seulement d'entraînement multisensoriel. Les résultats significatifs obtenus auprès de ces personnes démontrent qu'une sollicitation du corps basée sur des fondements scientifiques en neurosciences est une ouverture à la récupération des fonctions motrices apparemment perdues. La connaissance du vieillissement, champ vaste d'énigmes, est loin d'être entièrement explorée.

La vision du vieillissement doit s'ajuster à l'ouverture offerte par les fondements scientifiques actuels de l'organisation neurodynamique de la motricité humaine. L'intervention basée sur ces

derniers nous a permis de démontrer la possibilité de récupération fonctionnelle des mécanismes mis en jeu dans l'équilibration et la stabilisation du corps malgré l'âge avancé des sujets de l'étude.

Les réalisations extraordinaires en robotique, qui résultent de l'application de la technique des réseaux neuronaux, ouvrent la porte à des réflexions quant à l'approche à préconiser dans l'intervention chez les organismes humains, que ce soit en rééducation, en réadaptation ou même en apprentissage.

6.1 Applications pédagogiques

La facilité d'application du programme permet d'intervenir auprès de la clientèle âgée dans différents milieux. Il peut être appliqué aussi bien dans des hôpitaux et centres de réadaptation que dans des centres d'accueil, les résidences et les domiciles.

L'adaptabilité du programme permet son application à différents niveaux de détérioration et pour différentes pathologies. Ces dernières peuvent être soit d'ordre neurologique (entre autres, les accidents cérébro-vasculaire (ACV), les traumatismes crâniens (TC)) ou d'ordre physique (comme les amputations, le port d'une prothèse de genou ou de hanche ou encore les problèmes mécaniques).

L'intervention peut être individuelle ou en groupe. Une intervention individuelle sous forme de programme intensif est indiquée dans le cas où le processus de la perte d'autonomie est à un stade avancé. Une intervention en groupe est à préconiser pour un programme en rééducation chez les personnes à risque de chutes ou à titre préventif afin de contrer l'effet du vieillissement sur l'équilibre.

6.2 Recommandations

Le but ultime de l'étude étant de vérifier si un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel, faisant appel à une approche systémique, favorise la récupération et l'optimisation de la fonction de l'équilibre dans toutes les activités quotidiennes, ces dernières pouvant contenir des actions motrices statomotrices, des actions locomotrices et/ou des séquences de celles-ci, certaines évaluations additionnelles auraient permis d'en investiguer davantage les répercussions. Des évaluations du début de la marche, d'un cycle de la marche et de l'arrêt après la marche auraient pu montrer les répercussions sur le travail du COM et du COP lors des mécanismes d'équilibration du corps dans ces actions. Ces actions et/ou séquences d'actions motrices font partie des activités quotidiennes dans lesquelles les personnes âgées chutent souvent.

Pour l'évaluation biomécanique des personnes âgées à risque de chutes, l'utilisation d'un harnais est souhaitable; ce dernier permettrait la sécurisation et la sécurité des sujets.

Il serait intéressant de ressortir les informations relatives aux fréquences des oscillations du COM et du COP, et leur vitesses de déplacements ainsi que l'activité musculaire principalement chez les muscles antigravitaires. Ces informations permettraient de faire ressortir la qualité du travail du COP et du COM durant le contrôle postural.

Dans cette étude, un total de 12,5 heures seulement de travail neuromoteur a favorisé des améliorations significatives auprès des personnes âgées de 75 ans et plus et à risque de chutes. La progression du programme exigeait un réajustement permanent des séances en fonction des besoins. Une durée plus longue aurait pu permettre d'augmenter le degré de complexité des exercices et de la progression visant des applications dans les activités quotidiennes. De ce fait, l'introduction d'entraînements dans le sable et dans l'eau, avec franchissement d'obstacles de différentes hauteurs et largeurs enrichirait davantage le répertoire moteur afin de faire face aux situations complexes de déséquilibre et éviter ainsi une chute éventuelle.

Il serait important de sensibiliser les services de santé aux avantages à instaurer ce type de programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel dans le cadre de la récupération fonctionnelle du contrôle postural et de la prévention des chutes.

Dans le cadre préventif, il serait préférable que l'intervention débute avant que le processus de perte d'autonomie ne soit déclenché, ce qui pourrait diminuer les dépenses reliés aux services sociaux et de santé.

Il serait important aussi de sensibiliser les personnes à la continuité dans un certain niveau d'activités afin de conserver le niveau d'autonomie acquis.

Le ratio d'intervention (intervenant/patients) doit être décidé en fonction du type d'intervention. Pour un programme de type intensif, une dynamique d'un intervenant pour une personne est souhaitable. Par contre, pour un programme de rééducation, l'intervention peut se faire en groupe, le ratio ne devant pas dépasser un intervenant pour quatre personnes âgées.

« L'important, ce n'est pas d'ajouter
des années à sa vie, mais plutôt
de la vie à ses années. »

Yvan Ducharme
La nouvelle, Vol.16 - N°47

BIBLIOGRAPHIE

- Alexander, N.B. (1994). Postural Control in Older Adults. Journal of the American Geriatrics Society, 42(1), 93-108.
- Allard, J. Chutes. Dans Arcand, M. & Hébert, R. (1987). Précis Pratique de Gériatrie. Paris : Maloine. Edisem : St-Hyacinthe. Québec, 111-121.
- Anacker, S.L. & DiFabio, R.P. (1992). Influence of Sensory Inputs on Standing Balance in Community-Dwelling Elders with a Recent History of Falling. Physical Therapy, 72, 575-584.
- Andrieu, J.M., Allard, M., Vellas, B., Lafont, C., Sedeuihl, M., Clanet, M. & Albarede, J.L. (1992). Étude des troubles de l'équilibre et de la marche dans une population de 390 sujets âgés vivant à domicile. La Revue de Gériatrie, 17 (8), 423-428.
- Aniansson, A., Ljungberg, P., Rundgren, A. & Wetterqvist, W. (1984). Effect of a Training Programme for Pensioners on Condition and Muscular Strength. Archives of Gerontology and Geriatrics, 3, 229-241.
- Arcan, M., Brull, M.A., Najenson, T. & Solzi, P. (1977). FGP Assesment of postural disorders during the process of rehabilitation. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 9, 165-168.
- Arduini A. (1987). Principales of Theoretical Neurophysiology. Berlin: Springer Verlag., 192.
- Azar, G., Lawton, A. (1964). Gait and Stepping as Factors in the Frequent Falls of Elderly Women. Gerontologist, 4, 103.
- Bensel, C.K. & Dzendolet, E. (1968). Power Spectral Density Analysis of the Standing Sway of Males. Perception & Psychophysics, 4, 285-288.
- Berg, K. (1989) Balance and its Measures in the Elderly: Review. Physiotherapy Canada, 41(5), 240-246.
- Berg, K., Maki, B.E., Williams, J.I., Holliday, P.J. & Wood-Dauphine, S. (1992). Clinical and Laboratory Measures of Postural Balance in an Elderly Population. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 73, 1073-1079.
- Berg, K., Wood-Dauphine, S., Williams, J.I., Maki, B.E. & Holliday, P.J. (1989). Measuring Balance in the Elderly: Preliminary Development of an Instrument. Physiotherapy Canada, 41, 304-311.
- Berthoz, A., Gielen, C., Henn, V., Hoffman, K. P., Lacquaniti, F., Roucoux, R., Viviani, P. & Van Gisbergen, J. (1993). Multisensory Control of Movement. Oxford: Oxford University Press.

Bhala, R.P., O'Donnell, J. & Thoppil, E. (1982). Ptophobia: Phobic Fear of Falling and its Clinical Management. Physical Therapy, 62, 187-190.

Blake, A. J., Morgan, K., Bendall, M. J., Dallosso, H., Ebrahim, S. B. J., Arie, T. H. D., Fentem, P. H. & Bassey, E. J. (1988). Falls by Elderly People at Home : Prevalence and Associated Factors. Age and Ageing, 17, 365-372.

Blanchet, M. (1985). L'Espérance de Vie en Bonne Santé. L'Union Médicale du Canada, 114 , 154-157.

Bottu, M. (1966). Methode de gymnastique scandinave-dynamique. Université Catholique de Louvain, UCL, Institut d'éducation Physique. Louvain.

Brandt, Th., Büchele, W.& Krafczyk, S. (1986). Training Effects on Experimental Posture Instability: A Model for Clinical Ataxia Therapy. Dans: Bles, W. & Brandt, Th. (Eds). Disorders of Posture and Gait. Amsterdam: Elsevier Science Publishers, 353-365

Brockelhurst, J., Robertson, D. & James-Groom, P. (1982). Clinical correlates of sway in old age-sensory modalities. Age and Ageing, 11, 1-10.

Brooks, V.B. (1986). The Neuronal Basis of Motor Control. New York: Oxford, University Press.

Buchner, D.M., Cress, M.E., Wagner, E.H., de Lateur, B.J & Price, R. (1993). The Seattle FICSIT Study: the Effect of Exercise on Gait and Balance in Older Adults. Journal of the American Geriatrics Society, 41, 321-325.

Campbell, A.J., Borrie, M.J. & Spears, G.F. (1989). Risk Factors for Falls in a Community-Based Prospective Study of People 70 Years and Older. Journal of Gerontology : Medical Science, 44(4), M112-M117.

Campbell, A.J., Reinken, J., Allan, B.C. & Martinez, G.S. (1981). Falls in Old Age : A Study of Frequency and Related Clinical Factors. Age and Ageing, 10, 264-270.

Carroll, J.P. & Freedman, W.(1993). Nonstationary properties of postural sway. Journal of Biomechanics, 26, 409-416.

Carter, J.H. (1982). The Effects of Aging on Selected Visual Functions : Color Vision, Glare Sensitivity, Field of Vision and Accommodation. In : SeKulaer, R., Kline, D. & Dismukes, K. (Eds). Aging and Human Visual Fonctions. New York: Alan, R. Liss, 121-130.

Chandler, J.M., Duncan, P.W. & Studenski, S.A. (1990). Balance Performance on the Postural Stress Test: Comparaison of Young Adults, Healthy Elderly, and Fallers. Physical Therapy, 70, 410-415.

Charest, S. & Maltais, D. (1994). La prevention des chutes chez les personnes âgées. Direction de la Santé Publique, Ministère de la Santé et des Services Sociaux du Québec.

- Chen, H.C., Ashton-Miller, J.A., Alexander, N.B. & Schultz, A.B. (1991). Stepping over Obstacles: Gait Patterns of Healthy Young and Old Adults. Journal of Gerontology, 46 (6), M196-203.
- Clark, R.D., Lord, S.R. & Webster, I.W. (1993). Clinical parameters associated with falls in an elderly population. Gerontology, 39, 117-123.
- Clarkson, P.M. (1978) The Effect of Age and Activity Level on Simple and Choice Fractionated Response Time. European Journal of Applied Physiology, 40, 17-25
- Curcio, C.A., Buell, S.J. & Coleman, P.D. (1982). Morphology of the Aging Central Nervous System. In : Mortimer, J., Pirozzolo, F. & Maletta, G. (Eds). The Aging Motor System. New York : Praeger, 7-35.
- Daley, M.L. & Swank, R.L. (1981). Quantitative Posturography: Use in Multiple Sclerosis. Biomedical Engineering. BME28, 668-671.
- De Ravinel, H. & Arcand, M. Psychosociologie de la Senescence. Précis Pratique de Gériatrie. Paris : Maloine. Edisem : St-Hyacinthe. Québec, 59-70
- Deidre, W., Nayak, U. S. L. & Isaacs, B. (1981). How Dangerous are Falls in Old People at Home. British Medical Journal, 282, 266-268.
- Deiner, H.C., Bootz, F., Dichgans, J. & Bruzek, W. (1983). Variability of Postural « Reflexes » in Humans. Experimental Brain Research, 52, 423-428.
- Diener, H.C. & Dichgans, J. (1988). On the Role of Vestibular, Visual and Somatosensory Information for Dynamic Postural Control in Humans. In: Progress in Brain Research. Pompeiano, O. & Allum, J.H.J. (Eds). Amsterdam: Elsevier. 76, 253-262.
- Dorman, J., Fernie, G.R., & Holliday, P.J. (1978). Visual Input: Its Importance in the Control of Sway. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 59, 586-591.
- Douglas, K. M., Morley, J. E., Rubenstein, L. Z., Pietruszka, F. M. & Strome, L. S. (1990). Formal Geriatric Assessment Instruments and the Care of Older General Medical Outpatients. Journal of American Geriatrics Society, 38, 645-651.
- Droller, H. (1955). Falls Among Elderly People Living at Home. Geriatrics, 10, 239.
- Dunn, J. E., Furner, S. E., & Miles, T. P. (1993). Do Falls Predict Institutionalization in Older Persons ? An Analysis of Data From the Longitudinal Study of Aging. Journal of Aging and Health, 5(2), 194-207.
- Dunn, J. E., Rudberg, M.A., Furner, S. E. & Cassel, C. K. (1992). Mortality, Disability and Falls in Older Persons : The Role of Underlying Disease and Disability. American Journal of Public Health, 82(3), 395-400.

- Era, P. & Heikkinen, E. (1985). Postural Sway during Standing and Unexpected Disturbance of Balance in Random Samples of Men of Different Ages. Journal of Gerontology, 40, 287-295.
- Exton-Smith, AN., (1977). Clinical Manifestations. Dans Exton-Smith, AN; Evans, G. Care of the Elderly : Meeting the Challenge of Dependency. London :Academic Press.
- Fansler, C.L. Poff, C.L. & Shepard, K.F. (1985). Effects of Mental Practice on Balance in Elderly Women. Physical Therapy, 65, 1332-1338.
- Felson, D.T., Anderson, J.J. & Hannan, M.T. (1989). Impaired Vision and Hip Fracture : The Framingham Study. Journal of American Geriatric Society, 37, 495-500.
- Fernie, G.R & Holliday, P.J. (1978). Postural Sway in Amputees and Normal Subjects. Journal of Bone and Joint Surgery, 60A, 895-898.
- Fernie, G.R., Gryfe, C.I., Holliday, P.J. & Llwellyn, A. (1982). The Relationship of Postural Sway in Standing to the Incidence of Falls in Geriatric Subjects. Age and Ageing, 11, 11-16.
- Fiatarone, M.A., Mark, E.C. & Ryan, D.T. (1990). High Intensity Strength Training in Nonagenarians. J A M A., 263, 3029-3034.
- Frank, J.S., Patla, A.E. & Winter, D.A. (1989). Observations on the Use of Center of Pressure Signal for Assessment Balance. 12th Conference of the International Society for Biomechanics. Los Angeles, California.
- Freyss, G., Vitte, E., Semont, A., Meligy, E. & Gaillard, P. (1989). An Otological and Physiotherapeutic Assessment of Vestibular Compensation in Human. In: Lacour, M., Denise, P., Toupet, M. & Christen, Y (Eds). Vestibular Compensation: Facts, Theories and Clinical Perspectives. Elsevier, Paris, 261-274.
- Gabell, A., Simons, M.A., Nayak, U.S.L., (1985). Falls in the Healthy Elderly.: Predisposing Causes. Ergonomics, 28 : 965-975.
- Gauvreau, D. Théories du vieillissement biologique. Dans Arcand & M., Hébert, R. (1987). Précis Pratique de Gériatrie. Paris : Maloine. Edisem : St-Hyacinthe. Québec, 31-40.
- Getting P.A. (1989). Emerging Principles Governing The Operation of Neural Networks. Annual Review of Neurosciences, 12, 185-204.
- Ghez, C. (1991). Posture. In : Kandel, E.R., Schwartz, J.H. & Jessell, T.M. (Eds). Principles of Neural Science. 3^{ème} ed. New York : Elsevier., 596-607.
- Gibson, J.J. (1979). The Ecological Approach to Perception. Boston, Houghton-Mifflin.
- Godaux E. (1990). Les Réseaux de neurones. Cent milliards de neurones. Bruxelles: Labor, 159-184.

- Goldie, P.A., Bach, T.M. & Evans, O.M. (1989). Force Platform Measures for Evaluating Postural Control: Reliability and Validity. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 70, 510-517.
- Graybiel, A. & Fregley, A.R. (1966). A New Quantitative Ataxia Test Battery. Acta Oto-laryngologica, 61, 292-312.
- Grilly, R.G., Willems, D.A., Trenholm, K.J., Hayes, K. & Richardson, L.F.O. (1989). Effects of Exercise on Postural Sway in the Elderly. Gerontology, 35, 137-143
- Gryfe, C. I., Amies, A., & Ashley, M. J. (1977). A Longitudinal Study of Falls in an Elderly Population : Incidence and Morbidity. Age and Aging, 6, 201-210.
- Gurfinkel, E.V. (1973). Physical Foundation of Stabilography. Agressologie, 14C, 9-13.
- Hansen, P. D. Woollacott, M. H. & Debu, B. (1988). Postural Responses to Changing Task Conditions. Experimental Brain Research, 73, 627-636.
- Harris, G.F., Reidel, S.A., Matesi, D.V. & Smith, P.A. (1992). Signal Stationarity in Postural Stability Assessment of Children. Ann. International Conference, 11(4), 57-58.
- Harris-Warrick R.M., Marder E. (1991). Modulation of Neural Networks for Behavior. Annal Review of Neurosciences, 14, 39-57.
- Hasan, S.S., Goldner, D.N., Lichtenstein, M.J., Wood, J.J. & Shiavi, R.G. (1990). Selecting a Suitable Biomechanics Platform Measure of Sway. Ann. International Conference, 12, 2105-2106.
- Hasserkus, B.R. & Shambes, G.M. (1975). Aging and Postural Sway in Women. Journal of Gerontology, 30, 661-667.
- Hébert, R. Perte d'Autonomie. dans Arcand, M. & Hébert, R. (1987). Précis pratique de gériatrie. Paris : Maloine. Edisem : St-Hyacinthe., 96-107.
- Henriksson, N.G., Johansson, G., Olsson, L.G. & Ostlund, H. (1967). Electrical Analysis of the Romberg Test. Acta Oto-laryngologica, 224, 272-279.
- Higgins S. (1985). Movement as an emergent form : its structural limits. Human Movement Science, 4, 119-148.
- Horak, F. B. & Nashner, L. M. (1986). Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support Surface Configurations. Journal of Neurophysiology, 55, 1369-1381.
- Horak, F.B., Esselman, P.E., Anderson, M.E & Lynch, M. (1984). The Effects of Movement Velocity, Mass Displaced and Task Certainty on Associated Postural Adjustments made by Normal and Hemiplegic Individuals. Journal of Neurosurgery & Psychiatry, 47, 1020-1028.

- Horak, F.B., Jones-Rycewicz, C. & Black, F.O. (1992) Effect of Vestibular Rehabilitation on Dizziness and Imbalance. Otolaryngology-Head & Neck Surgery, 106, 175-180.
- Horak, F.B., Mirka, A. & Shupert, C.L. (1989). The Role of Peripheral Vestibular Disorders in Postural Dycontrol in the Elderly. In : Woollacott, M.H. & Shumway-Cook, A. (Eds). Development of Posture and Gait Across the LifeSpan. Columbia: University of South Carolina Press. 253-279.
- Horak, F.B., Shupert, C.L. & Mirka, A. (1989) Components of Postural Dyscontrol in the Elderly : a review. Neurobiology of Aging, 10, 727-738.
- Hu, M. H. & Woollacott, M. H. (1994). Multisensory Training of Standing Balance in Older Adults : I. Postural Stability and One-Leg Stance Balance. Journal of Gerontology : Medical Science, 49(2), M52-M61.
- Hufshmidt, A., Dichgans, J., Mauritz, K.H. & Hufshmidt, M. (1980). Some Methods and Parameters of Body Sway Quantification and their Neurological Application. Archives fuer Psychiatrie und Nervenkrankheiten, 228, 135-150.
- Jeong, B.Y. (1991). Respiration Effect on Standing Balance. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 72, 642-645.
- Johanson, R., Magnusson, M. & Akesson, M. (1988). Identification of Human Postural Dynamics. Biomedical Engineering, 35, 858-869.
- Judge, J. O., Lindsey, C., Underwood, M. & Winsemius, D. (1993). Balance Improvements in Older Women: Effects of Exercise Training. Physical Therapy, 73 (4), 254-262.
- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessell, T.M. (1991). Principles of neural science. Norwalk, Co., 1135.
- Kapteyn, T.S. (1972). Data of Processing of Posturographic Curves. Agressologie, 138, 29-34.
- Keshner, E.A & Cohen, H. (1989). Current Concepts of the Vestibular System Reviewed: The Role of the Vestibulospinal System in Postural Control. American Journal of Occupational Therapy, 43 (5), 320-330.
- Kingma, I., Toussaint, H. M, Commissaris, D., Hoozemans, M. & Ober, M. J. (1995). Optimizing the Body Center of Mass. Journal of Biomechanics, 28, 1137-1142.
- Kirby, R.L., Price, N.A. & MacLeod, D.A. (1987). The Influence of Foot Position on Standing Balance. Journal of Biomechanics, 20 , 423-427.
- Kirshen, A.J., Cape, R.D.T., Hayes, H.C. & Spencer, J.D. (1984). Postural Sway and Cardiovascular Parameters Associated with Falls in the Elderly. Journal of Clinical and Experimental Gerontology, 6, 291-307.
- Kokmen, K., Bossemeyer, R.W. & Williams, W.J. (1978). Quantitative Evaluation of Joint Motion Sensation in an Aging Population. Journal of Gerontology, 33, 62-67.

Koozekanani, S.H., Stockwell, C.W., McGhee, R.B. & Firoozmand, F. (1980). On the Role of Dynamic Models in Quantitative Posturography. Biomedical Engineering, BME-27, 605-609.

Laganière, S. Physiologie de la Sénescence. Dans Arcand, M. & Hébert, R. (1987). Précis Pratique de Gériatrie. Paris : Maloine. Edisem : St-Hyacinthe. Québec, 44-55.

Larsson, L., Grimsby, G. & Karisson, J. (1979). Muscle Strength and Speed of Movement in Relation to Age and Muscle Morphology. Journal of Applied Physiology, 46, 451-456.

Ledin, T., Kronhed, A.C., Möller, C., Möller, M., Ödkvist, L.M. & Olsson, B. (1991). Effects of Balance Training in Elderly Evaluated by Clinical Tests and Dynamics Posturography. Journal of Vestibular Research, 1: 129-138

Lee, D.N. & Lishman, J.R. (1975). Visual Proprioceptive Control of Stance. Journal of Human Movement Studies, 1 : 87-95.

Leibowitz, H.W., Rodemer, C.S. & Dichgans, J. (1979). The Independence of Dynamic Spatial Orientation from Luminance and Refractive Error. Journal of Gerontology, 25, 75-79

Lichtenstein, M.J., Burger, C. Shields, S.L., & 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, 45, M49-54.

Lichtenstein, M.J., Shields, S.L., Shiavi, R.G. & Burger, C. (1989). Exercise and Balance in Aged Women. A Pilot Controlled Clinical Trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 70, 138-143

Lipsitz, L.A., Jonsson, P.V. & Kelly, M.M. (1991). Causes and Correlates of recurrent Falls in ambulatory Frail Elderly. Journal of Gerontology, 46, M114-121.

Liss, S. E. (1976). A Graded and Monitored Exercise Program for Senior Adults. Texas Medicine, 72, 58-63.

Loeb, G.E. (1984). The Control and Responses of Mammalian Muscle Spindles during Normally Executed Motor Tasks. Exercise and Sport Sciences Reviews, 12, 157-204.

Lord, S.R., Clark, R.D. & Webster, W. (1991). Postural Stability and Associated Physiological Factors in a Population of Aged Persons. Journal of Gerontology, 46, M69-M76.

Lord, S.R., Clark, R.D. & Webster, W. (1991). Visual Acuity and Contrast Sensitivity in Relation to Falls in an Elderly Population. Age and Ageing, 20, 175-181.

Louvard, A. (1982). Guide pratique d'exercices physiques du 3e âge. Paris: éditions Amphora.

M'bourou, G. A. (1998). L'équilibre postural chez les aînés avant subi une arthroplastie de la hanche et les aînés sains. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke.

- Maki, B.E. (1986). Selection of Perturbation Parameters for Identification of the Posture Control System. Medical & Biological Engineering & Computing, 24, 561-568.
- Maki, B.E., Holliday, P.J. & Topper, A.K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. Journal of Gerontology: Medical Science, 46, 123-131.
- Makrides, L., Heigenhauser, G.J.F., & McCartney, N. (1985). Maximal Short Term Exercise Capacity in Healthy Subjects Aged 15-70 Years. Clinical Science, 69, 197-205
- Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N. & Marin, O. (1989). Visual, Vestibular and Somatosensory Contributions to Balance Control in the Older Adult. Journal of Gerontology: Medical Sciences, 44(4), M118-127.
- Massion, J. & Viallet, F. (1990). Posture, Coordination, Mouvement. Revue Neurologie, 146, 536-542.
- Massion, J. (1992). Mouvement, Posture and Equilibrium: Interaction and Coordination. Progress in Neurobiology, 38, 35-56.
- Mathias, A., Nayak, U.S.L. & Isaacs, B. (1986). Balance in Elderly Patients: The « get up and go » test. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 67, 387-389.
- Mauritz, K.H., Dichgans, J. & Hufshmidt, 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.
- Mayne, R., (1950) The Operating Principle of the Vestibular Mechanism. Symp. Psychophysiological Factors in Spatial Orientation. Pensacola, Fla, Navexos, 965.
- Mayne, R., (1974) A System Concept of the Vestibular Organs. In : Kornhuber, H.H. (Eds). Handbook of Sensory Physiology. Vestibular System. Springer Verlag, New York, 6 (2), 493-580
- Messier, J. (1997). Neurokinésiologie. Notes de cours non-publiées. Université de Sherbrooke, FEPS.
- Mizrahi, J. & Susak, Z. (1989). Bi-Lateral Reactive Force Patterns in Postural Sway Activity of Normal Subjects. Biological Cybernetics, 60, 297-305.
- Mizrahi, J., Groswasser, Z., Susak, Z. & Reider-Groswasser, I. (1989). Standing posture of craniocerebral injured patients: bi-lateral reactive force patterns. Clinical Physics and Physiological Measurement, 10, 25-37.
- Mizrahi, J., Solzi, P., Ring, H. & Nisell, R. (1989). Postural Stability in Stroke Patients: Vectorial Expression of Asymmetry, Sway Activity and Relative Sequence of Reactive Forces. Med. Biological Cybernetics, 27, 181-190.

- Moritani, T. & DeVries, H.A. (1980) Potential for Gross Muscle Hypertrophy in Older Men. Journal of Gerontology, 35, 672-682.
- Moritani, T. & DeVries, H.A. (1979) Neural Factors Versus Hypertrophy in the Time Course of Muscle Strength Gain. American Journal of Physical Medicine, 58, 115-130.
- Morse, J.M., Tylko, S.J., Dixon, H.A., (1987). Characteristics of the Fall-Prone Patient.. Gerontologist, 27 : 516-522.
- Motta, M. (1991). The Specificity and Sensitivity of Computerized Posturography in Study of Postural Unbalance in the Elderly. Archives of Gerontology and Geriatrics, 2, 127-132.
- Murray, M.P & Peterson, R.M. (1973). Weight distribution and weight-shifting activity during normal standing posture. Physical Therapy, 53, 741-748.
- Murray, M.P., Seireg, A. & Sepic, S.B. (1975). Normal postural stability and standiness: Quantitative assesment. Journal of Bone and Joint Surgery, 57A, 510-516.
- Murray, M.P., Seirg, A. & Scholz, R.C. (1967). Centre of gravity, center of pressure and supportive forces during human activities. Journal of Applied Physiology, 23, 831-838.
- Nashner, L.M & McCollum, G. (1985), The Organisation of Human Postural Movements : A Formal Basis and Experimental Synthesis. Behavioural Brain Science, 8, 135-172.
- Nashner, L.M. & Berthoz, A. (1978). Visual Contribution to Rapid Motor Responses During Postural Control. Brain Research, 150, 403-407.
- Nashner, L.M. (1971). A model describing vestibular detection of body sway motion. Acta Otolaryngologica, 72, 429-436.
- Nashner, L.M. (1973). Vestibular and reflex control of normal standing. In: Stein, R.B., Pearson, K.B., Smith, R.S. & Redford, J.B. (Eds). Control of Posture and Locomotion. New York: Plenum, 291-308.
- Nashner, L.M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. Experimental Brain, 26, 59-72.
- Nashner, L.M. (1981) Analysis of Stance Posture in Humans. In Towe, A.L. & Luschei, E.S. (Eds), Motor Coordination. New York : Plenum. 507-565.
- Nashner, L.M., Shumway-Cook, A. & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groupe of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. Experimental Brain Research, 49, 393-409.

- Nashner, L.M., Woollacott, M. & Tuma, G. (1979). Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man. Experimental Brain Research, 36, 463-476.
- Nayak, V.S.L., Gabell, A., Simons, M.A. & Isaacs, B. (1982). Measurement of gait and balance in the elderly. Journal of American Geriatrics Society, 30, 516-520.
- Nevitt, M.C., Cummings, S.R. & Kids, S. (1989). Risk Factors for Recurrent Nonsyncopal Falls : A Prospective Study. J A M A., 261, 2663-2668.
- Newell, K.M. (1985). Coordination, Control and Skill. In: Goodman, D., Wilberg, R.B. & Franks, I.M. (Eds). Differing Perspectives in Motor Learning, Memory and Control. North-Holland.
- Njiokiktjien, C.J. & Van Parys, J.P.A. (1976). Romberg's sign expressed as a quotient. II Pathology. Agressologie, 17D, 19-24.
- Norre, M.E. & Beckers, A. (1988). Benign Paroxysmal Positional Vertigo in the Elderly: Treatment by Habituation Exercises. Journal of American Geriatrics Society, 36, 425-429.
- O'Loughlin, A. S., Robitaille, Y., Boivin, J. F. & Suissa, (1993). Incidence of and Risk Factors for Falls and Injurious Falls among the Community-Dwelling Elderly. American Journal of Epidemiology, 137, 342-354.
- Overstall P. W., (1992). Falls. Reviews in Clinical Gerontology, 2, 31-38.
- Overstall, P.W., Exton-Smith, A.N., Imms, F.J. & Johnson, A.L. (1977). Falls in Elderly Related to Postural Imbalance. Brain Medical Journal, 1 : 261-264.
- Paillard, J. (1977). La Machine Organisée et la Machine Organisante. Revue Education Physique Belge, 27, 19-48
- Paillard, J. (1987). Système nerveux et fonction d'organisation. In Piaget, J., Mounoud, P. & Bronckart, J. P. (Eds), Psychologie, Paris, Gallimard. 1378-1441.
- Patla, A.E., Winter, D.A., Frank, J.S., Walt, S.E. & Prasad, S. (1989). Identification of age-related changes in the balance control system. In : Duncan, P. (Eds). Mongr. American Physical Therapy Association, 43-55.
- Perry, B.C. (1982). Falls among the Elderly : A Review of the Methods and Conclusions of the Epidemiologic Studies. Journal of American Geriatrics Society, 30(6), 367-371.
- Pitts, D.G. (1982). The Effects of Aging on Selected Visual Functions : Dark Adaptation, Visual Acuity, Stereopsis and Brightness Contrast. In : SeKulaer, R., Kline, D. & Dismukes, K. (Eds). Aging and Human Visual Fonctions. New York: Alan, R. Liss, 131-159.

- Powell, G.M. & Dzendolet, E. (1984). Power Spectral Density Analysis of Lateral Human Standing Sway. Journal of Motor Behavior, 16 (4), 422-441.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B. & Myklebust, B.M. (1993). Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1, 26-34.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Myklebust, B.M. & Kreis, D.U. (1992). Inter-group sensitivity in measures of postural steadiness. In : Woollacott, M. & Horak, F. (Eds). Posture and gait: Control mechanisms (XIth International Symposium Soc Postural Gait Research). Portland, OR: Uni of Oregon Books, 2, 122-123.
- Prudham, D. & Grimley Evans, J. (1981). Factors Associated with Falls in the Elderly : A Community Study. Age and Ageing, 10, 141-146.
- Rabbitt, P. (1979) How Old and Young Subjects Monitor and Control Responses for Accuracy and Speed. British Journal of Psychology, 70, 305-311
- Reinsch, S., MacRae, P., Lachenbruch, P. A. & Tobis, J. S. (1992). Attempts to Prevent Falls and Injury: A Prospective Community Study. Gerontologist, 32 (4), 450-456.
- Ring, C., Nayak, U.S.L. & Isaacs, B. (1988). Balance function in elderly people who have and have not fallen. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 69, 261-264.
- Ring, H. & Mizrahi, J. (1991). Bilateral postural sway in stroke patients: New parameters for assessing and predicting locomotor outcome. Journal of Neurology & Rehabilitation, 5, 175-179.
- Robbins, A.S., Rubenstein, L. Z., Josephson, K. R., Schulmann, B. L., Osterweil, D. & Fine, G. (1989). Predictors of Falls Among Elderly People : Results of Two Population-Based Studies., Archives of Internal Medicine, 149, 1628-1633.
- Robenstein, Z. L., Robbins, A. S., Schulman, B. L., Rosado, J., Osterweil, D. & Josephson, K. R. (1988-1990). Falls and Instability in Elderly., Geriatric Grand Rounds, 36 : 266-278.
- Roberts, T.D.M. & Stenhouse, G. (1976). Nature of postural sway. Agressologie, 17A, 11-14.
- Robichaud, L., Hébert, R., Roy, P. M., Roy, C. & Bravo, G. (1994). Évaluation d'un Programme de Prévention sur l'Autonomie des Personnes âgées à Risque vivant à domicile. Étude pilote non-publiée, Université de Sherbrooke, Centre de Recherche de Gériatrie et de Gérologie.
- Rochon, M. (1990). Portrait des caractéristiques sociodémographiques des aînés du Québec
- Rodstein, M. (1964). Accidents Among the Aged : Incidence, causes and prevention. Journal of Chronic Diseases, 17, 515.

Rosenhall, U. & Rubin, W. (1975). Degenerative Changes in the Human Vestibular Sensory Epithelia. Acta Oto-laryngologica, 79, 67-81.

Rosenhall, U. (1973). Degenerative Patterns in the Aging Human Vestibular Neuro-Epithelia. Acta Oto-laryngologica, 76, 208-220.

Rubenstein, L. Z. & Josephson, K. R. (1997). Interventions to Reduce the Multifactorial Risks for Falling. In: Masdeu, J. C., Sudarsky, L. & Wolfson, L (Eds). Gait Disorders of Aging: Falls and Therapeutic Strategies. Lippincott, Raven, Philadelphia, 309-326.

Ruder, G.K. Mackinnon, C. & Winter, D. (1989). C of P vs C of G changes during quiet stance and voluntary sway in the frontal and sagittal planes. In : Gregor, R.J., Zernicke, R.F. & Whiting, W.C. (Eds). Proceedings of the XII International Congress of Biomechanics. Los Angeles, UCLA. 241.

Rutherford, O.M. & Jones, D.A. (1986) The Role of Learning and Coordination in Strength Training. European Journal of Applied Physiology, 55, 100-105.

Salthouse, T.A. & Somberg, B.L. (1982) Time-Accuracy Relationship in Young and Old Adults. Journal of Gerontology, 37, 349-353

Schaub, B. (1998, Juin). L'homme qui élève des robots. Sélection de Reader's Digest, 73-78.

Schaumburg, H.H., Spencer, P.S. & Ochoa, J. (1983). The Aging Human Peripheral Nervous System. In : Katzman, R. & Terry, R. (Eds). The Neurology of Aging. Philadelphia : Davis. F.A. 111-122.

Sekuler, R. & Hutman, L.P. (1980). Spatial Vision and Aging. I. Contrast Sensitivity. Journal of Gerontology, 35, 692-699.

Sekuler, R., Hutman, L.P. & Owsley, C.J. (1980). Human Aging and Spatial Vision. Science, 209, 1255-1256.

Semont, A. La rééducation vestibulaire. Dans Barrois, B., Berthoz, A., Bleton, J. P., Brun, V., Borde, Ch., Gagey, P. M., Golomer, E., Grateau, P., Grob, R., Lazareth, J.P., Lazennec, J. Y., Marucchi, C., Piera, J. B., Pozzo, T., Roques, C. F., Semont, A., Van Tichelen, P & Vitte, E. (1992). Les troubles de l'équilibre. Paris : Éditions Frison-Roche, 10, 124-133.

Sheldon, J.H.(1948). The Social Medicine of Old Age. London : Oxford University Press.

Sheldon, J.H.(1963). The Effect of Age on the Control of Sway. Gerontology Clinics, 5, 129-138.

Shepart, N.T, Shultz, A. & Alexander, N.B. (1993). Postural Control in Young and Elderly Adults when Stance is Challenged Clinical versus Laboratory Measurements. Annals of Rhinology & Laryngology, 102, 508-517.

- Shimba, T. (1984). An estimation of center of gravity from force platform data. Journal of Biomechanics, 17(1), 53-60.
- Shumway-Cook, A. & Horak, F.B. (1986). Assessing the Influence of Sensory Interaction on Balance. Physical Therapy, 66, 1548-1550.
- Shumway-Cook, A. & Horak, F.B. (1990). Rehabilitation Strategies for Patients with Vestibular Deficits. Neurologic clinics, 8, 441-457.
- Skinner, H.B., Barrack, R.L. & Cook, S.D. (1984). Age-Related Decline in Proprioception. Clinical Orthopaedics & Related Research, 184, 208-211.
- Smallegan, M. (1983). How Families Decide on Nursing. Geriatric Consult., 2, 21.
- Smith, A.M. & Humphrey, D.R. (1991). What do Studies of Specific Motor Acts such as Reaching and Grasping tell us about the General Principles of Goal-Directed Motor Behavior? In: Humphrey, D.R. & Freund, H.J. (Eds). Motor Control: Concepts and Issues. Chichester, G.B.: Wiley, 357-381.
- Smith, J.W. (1957). The forces operating at the human ankle joint during standing. Journal of Anatomy, 91, 545-564.
- Soames, R.W. & Atha, J. (1980). The validity of physique-based inverted pendulum models of sway behaviour. Annals of Human Biology, 7, 145-153.
- Soames, R.W. & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. European Journal of Applied Physiology, 49, 169-177.
- Sorock, G. S. (1988). Falls Among the Elderly : Epidemiology and prevention. American Journal of Preventive Medicine, 4, 282-288.
- Soutas-Little, R.W., Hillmer, K.M., Hwang, J.C. & Dhaher, Y.Y. (1992). Role of ground reaction torque and other dynamic measures in postural stability. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 28-31.
- Spaepen, A.J., Peeraer, L. & Willems, E.J. (1979). Centre of gravity and centre of pressure in stabilometric studies. Agressologie, 20, 117-118.
- Spaepen, A.J., Vracken, M. & Willems, E.J. (1977). Comparison of movements of center of gravity and center of pressure in stabilometric studies. Agressologie, 18, 109-113.
- Stein, B.E. & Meridith, M.A.(1993). The Merging of the Senses. A bradferd book. The MIT Press, Cambridge, Massachussets, London, England, 211.
- Stelmach, G.E, Populin, L. & Muller, F. (1990). Postural Muscle Onset and Voluntary Movement in the Elderly. Neuroscience Letters, 117, 188-193.

Stelmach, G.E. & Worringham, C.J. (1985). Sensorimotor Deficits Related to Postural Stability. Implications for Falling in the Elderly. Clinics in Geriatric Medicine, 1, 679-694.

Stelmach, G.E., Phillips, J. & DiFabio, R.P. (1989). Age, Functional Postural Reflexes and Voluntary Sway. Journal of Gerontology, 44, B100-106

Stribley, R.F., Albers, J.W., Tourtellotte, W.W. & Cockrell, J.L. (1974). A quantitative study of stance in normal subjects. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 55, 74-80.

Studenski, S., Duncan, P.W. & Chandler, J. (1991). Postural Responses and Effector Factors in Persons with Unexplained Falls: Results and Methodologic Issues. Journal of American Geriatric Society, 39, 229-234.

Such, C.H., Unsworth, A. & Wright, V. (1975). Quantitative Study of Stiffness in the Knee Joint. Annals of Rheumatic Diseases, 34, 286-291

Taguchi, K., Lijima, M. & Suzuki, T. (1978). Computer calculation of movement of body's center of gravity. Acta Oto-laryngologia, 85, 402-425.

Teasdale, N., Stelmach, G.E. & Breunig, A. (1991). Postural Sway Characteristics of the Elderly under Normal and Altered Visual Support Surface Conditions. Journal of Gerontology, 46 (6) : B238-244.

Thelen, E. & Smith, L. B. (1994). A Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action. Cambridge, MA: MIT Press.

Therrien, R. G., Ladouceur, M., Prince, F., Saib, S. & Therrien, F. (1992). Influence of Aging on the Dynamics of Lateral Stabilization in Walking, in Different Experimental Conditions Related to Shoe Wearing and Floor Hardness. In: Ronaldo, R., Ferrigno, G. & Santambrogio, G (Eds). Biomechanics X, Milano : Edi Ermes, 32-35.

Thomas, D.P. & Whitney, R.J. (1959). Postural movements during normal standing in man. Journal of Anatomy, 94, 524-539.

Tideiksaar, R. (1987). Fall Prevention at Home. Topics in Geriatric Rehabilitation, 3, 57-64.

Tinetti, M. E., Baker, D. I., Garrett, P. A., Gottschalk, M., Koch, M. L. & Horwitz, R. I. (1993). Yale Ficsit : Risk Factor Abatement Strategy for Fall Prevention. Journal of American Geriatrics Society, 41, 315-320.

Tinetti, M. E. & Ginter, S.F. (1988). Identifying Mobility Dysfunctions in Elderly Patients: Standard Neuromuscular Examination or Direct Assessment?. J A M A., 259 (8), 1190-1193.

Tinetti, M. E. & Speechley, M. (1989). Prevention of Falls among the Elderly. Medical Intelligence, 320 (16), 1055-1059.

Tinetti, M. E. (1986). Performance-Oriented Assessment of Mobility. Journal of American Geriatrics Society, 34, 119-126.

Tinetti, M. E., Baker, D. I., McAvay, G., Claus, E. B., Garrett, P., Gottschalk, M., Koch, M. L., Trainor, K. & Horwitz, R. I. (1994). A Multifactorial Intervention to Reduce the Risk of Falling Among Elderly People Living in the Community. New England Journal of Medicine, 331 (13), 821-827.

Tinetti, M. E., McAvay, G. & Claus, E. B. (1996). Does Multiple Risk Factor Reduction Explain the Reduction in Fall Rate in the Yale FICSIT Trial?. American Journal of the Epidemiology, 144 (4), 389-399.

Tinetti, M. E., Richman, D. & Powell, L. (1990). Falls Efficacy as a Measure of Fear of Falling. Journal of Gerontology, 45, 239-243.

Tinetti, M. E., Speechley, M. & Ginter, S. F. (1988). Risk Factors for among Elderly Persons Living in the Community. New England Journal of Medicine, 319, 1701-1707.

Tinetti, M. E., Wen-Liang, L. & Elisabeth, B. C. (1993). Predictors and Prognosis of Inability to Get Up After Falls Among Elderly Persons. J A M A., 269 (1), 65-70.

Tinetti, M. E., Williams, T.F., & Mayewski, R. (1986). Fall Risk Index for Elderly Patients Based on Number of Chronic Disabilities. American Journal of Medicine, 80, 429-434.

Tobis, J.S., Reinsch, S. & Swanson, J.M. (1985). Visual Perception Dominance of Fallers Among Community-Dwelling Older Adults. Journal of American Geriatrics Society, 33, 330-333.

Topper, A.K., Maki, B.E. & Holliday, P.J. (1993). Are Activity-Based Assessments of Balance and Gait in the Elderly Predictive of Risk of Falling and/or Type of Fall?. Journal of American Geriatrics Society, 41, 479-487.

Tremblay, J. Médicaments et Chutes. dans : Barbeau, G., Guimond, J. & Mallet, L. (1991). Médicaments et personnes âgées. Paris : Maloine. Edisem : Saint-hyacinthe. 191-201.

Trempe, C. (1997). Étude comparative des variations du patron locomoteur lors de l'introduction d'une approche préalable à la montée d'un escalier, chez des femmes jeunes et âgées. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke.

Valk-fai, T. (1973). Analysis of the dynamic behavior of the body whilst « standing still ». Agressologie, 14C, 21-25.

Vanden Abeele, J. (1994). Neurokinésiologie de l'Action Motrice Humaine. Manuscrit non-publié, Université de Sherbrooke, FEPS, Laboratoire de motricité humaine. Sherbrooke.

- Vandervoort, A.A., Chesworth, B.M. & Cunningham, D.A., (1992). Age and Sex Effects on Mobility of the Human Ankle. Journal of Gerontology, 47, M17-21
- Vellas, B., Cayla, F., Bocquet, H., Pemille, F. & Albarede, J. L. (1987). Prospective Study of Restriction of Activity in Old People after Falls. Age and Ageing, 16, 189-193.
- Whipple, R. H. (1997). Improving Balance in Older Adults: Identifying the Significant Training Stimuli. In: Masdeu, J. C., Sudarsky, L. & Wolfson, L (Eds). Gait Disorders of Aging: Falls and Therapeutic Strategies. Lippincott, Raven, Philadelphia, 355-379.
- Winter, A.D. (1990). Biomechanics and Motor Control of Human Movement. (2nd Eds). Wiley and Sons, New York. 93-96.
- Winter, D.A., Patla, A.E. & Frank, J.S (1990). Assessment of Balance in Human: A review. Medical Progress through Technology, 16 (1-2), 31-51.
- Winter, D.A., Prince, F., Stergiou P. & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. Neurosciences Research Communications, 12, 141-148.
- Wolf, S. L., Barnhart, H. X., Kutner, N. G., McNeely, E., Coogler, C. & Xu, T. (1996). Atlanta FICSIT Group: Reducing Frailty and Falls in Older Persons: An Investigation of Tai Chi and Computerized Balance Training. Journal of the American Geriatrics Society, 44 (5), 599-600.
- Wolfson, L., Whipple, R., Derby, C., Judge, J., King, M., Amerman, P., Schmidt, J., & Smyers, D. (1996). Balance and Strength Training in Older Adults: Intervention Gains and Tai Chi Maintenance. Journal of the American Geriatrics Society, 44, 498-506.
- Wolfson, L.I, Whipple, R., Amerman, P. & Kleinberg. (1986). Stressing the postural response : a quantitative method for testing balance. American Geriatrics Society, 34 : 845-850.
- Woollacott, M. H., & Hu, M.H. (1986). Multisensory Training of Standing Balance in Older Adults: 1-2. Journal of Gerontology: Medical Science, 49 (2), M52-61.
- Woollacott, M. H., & 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., Nashner, L.M. (1986). Aging and Posture Control: Changes in Sensory Organisation and Muscular Coordination. International Journal of Neuroscience, 23, 97-114.
- Woollacott, M.H. & Manchester, D.L. (1993). Anticipatory Postural Adjustments in Older Adults: Are Changes in Response Characteristics Due to Changes in Strategy?. Journal of Gerontology, 48, M64-M70.

Yoneda, S. & Tokumasu, K. (1986). Frequency Analysis of Body Sway in the Upright Posture. Acta Oto-laryngologia, 102, 87-92.

Yoshizawa, M., Takeda, H., Ozawa, M. & Sasaki, Y. (1991). A Hypothesis that Explains the Human Postural Control Characteristics. 13th Ann. International Conference IEEE EMBS., 13, 2005-6.

ANNEXE A

Formulaire de consentement

Consentement à participer à l'étude :

Prévention des chutes: effet d'un programme d'entraînement neuromoteur multisensoriel sur le contrôle postural chez les personnes âgées de 75 ans et plus à risque de chutes et vivant à domicile

La présente étude d'une durée de trois mois, s'adresse aux personnes âgées de 75 ans et plus identifiées à risque de chutes et a comme objectif d'évaluer l'effet d'un programme d'entraînement multisensoriel sur le risque de chutes.

Si vous êtes éligible au projet de recherche et si vous acceptez d'y participer, l'assignation sera déterminée de façon aléatoire:

groupe 1 ou groupe 2

Le groupe 1 devra participer à un programme d'entraînement de trois mois à raison de trois interventions de 1/2 heure par semaine conduites par un physiothérapeute et une éducatrice physique. Vous ne courez pas plus de risques ou des risques supérieurs à ceux déjà encourus en raison de l'augmentation lente et graduelle de l'effort exigé par les exercices à exécuter. Il est possible que vous ressentiez, surtout au début du programme d'activité physique, certains inconforts telles que des courbatures. Notez cependant, qu'avant de pouvoir participer à l'étude, votre médecin devra déterminer si vous êtes apte à participer au programme d'activités physiques.

Peu importe le groupe dont vous faites partie, vous acceptez d'être évalué deux fois: au début de la recherche et après trois mois, c'est à dire à la fin du programme. l'évaluation comprend un test clinique et un test biomécanique. Ce dernier consiste à rester debout pendant 90 secondes avec chaque pied sur une des deux plates formes de forces, avec des capteurs « OPTOTRAK » collés sur les articulations suivantes: poignets, coudes, épaules, hanches, genoux et chevilles.

L'équipe de recherche vous assure que vous pouvez cesser votre participation à l'étude à tout moment. L'équipe de recherche vous assure aussi que les renseignements ne seront divulgués à quiconque et que les règles de la confidentialité seront respectées. Vous acceptez que votre médecin soit au besoin informé des résultats des évaluations. Vous comprenez que le programme ne dure que trois mois et que les interventions (groupe expérimental) vont cesser après cette période. Ce projet a été approuvé par le comité d'éthique de l'Hôpital d'Youville de Sherbrooke.

Signature du chercheur responsable

Signature de l'intervenant

Je _____ atteste que je comprends ce qu'on attend de moi et je consens à participer en gardant le droit de me retirer en tout temps sans aucun préjudice. Je signe ce formulaire sans qu'aucune pression induite n'ait été exercée à mon endroit

Signature du sujet

Sherbrooke, le _____

ANNEXE B

Test clinique de Tinetti: démarche et équilibre

ÉQUILIBRE

SCORE =.../24

- | | |
|---|--|
| 1. Équilibre assis :
- penche ou glisse 0
- stable, sans danger 1 | - Amplitudes normales et équilibre stable 2 |
| 2. Se lever :
- incapable sans aide 0
- capable mais utilise ses bras 1
- capable, sans danger 2 | 8. Yeux fermés (en position n° 6) :
- instable 0
- stable 1 |
| 3- Essai pour se lever :
- incapable sans aide 0
- capable après plus d'un essai 1
- capable au premier essai 2 | 9. Pivot de 360° :
- pas discontinus 0
- pas continus 1
- instable (chancelant, s'agrippe) 0
- stable 1 |
| 4- Équilibre au lever de la position assis (les premières secondes) :
- instable (chancelant) 0
- stable mais s'agrippe 1
- stable sans aucun appui 2 | 10. Station debout sur une jambe 5 sec :
- incapable sans appui 0
- capable 1 |
| 5- Équilibre debout :
- instable 0
- stable avec pieds écartés (talons éloignés de plus de 4") ou avec aide d'un support (ex : canne) 1
- talons rapprochés sans aide 2 | 11. Extension du dos (sans aide) :
- refuse, incapable ou utilise une marchette 0
- essaie mais faible extension 1
- bonne extension 2 |
| 6- Poussées thoraciques avec pieds rapprochés (donner trois légères poussées avec la palme, sur le sternum):
- doit être retenu par l'évaluateur 0
- s'agrippe pour se stabiliser 1
- stable 2 | 12. Lever les bras (pour atteindre la plus haute tablette) :
- incapable ou besoin d'aide 0
- capable et stable 1 |
| 7- Cou (décrire les symptômes si 0) :
- symptômes ou démarche chancelante lors des mouvements latéraux ou extension du cou 0
- diminue l'amplitude des mouvements pour ne pas perdre l'équilibre 1 | 13. Se pencher vers l'avant (ramasser un objet) :
- incapable ou instable 0
- capable et stable 1 |
| | 14. S'asseoir :
- dangereux : défaut de jugement des distances ou se laisse tomber dans la chaise 0
- utilise les bras, le mouvement est ralenti 1
- sans danger et mouvement régulier 2 |

DÉMARCHE

SCORE =.../16

Le sujet doit marcher quelques pas à son rythme d'abord, puis revenir à pas rapides (avec aide technique habituelle. ex. canne)

- | | |
|--|--|
| <p>1. Initiation de la démarche :(immédiatement après le signal de départ)</p> <ul style="list-style-type: none">- hésitation ou plusieurs essais pour partir 0- aucune hésitation 1 <p>2. Hauteur et longueur des pas :</p> <p>a. Balancement de la jambe droite</p> <ul style="list-style-type: none">- ne passe pas au devant du pied gauche 0- passe au devant du pied gauche 1 <p>b. Balancement de la jambe gauche</p> <ul style="list-style-type: none">- ne passe pas au devant du pied droit 0- passe au devant du pied droit 1- pied gauche traîne sur le sol 0- pied droit est soulevé du sol 1 <p>3- Symétrie des pas :</p> <ul style="list-style-type: none">- longueur du pas du pied gauche différente de celle du pied droit..... 0- longueur semblable des deux côtés 1 <p>4- Continuité du pas :</p> <ul style="list-style-type: none">- arrêt ou discontinuité des pas 0- pas continu 1 <p>5- Trajectoire :
(estimée à partir d'une référence, sur une distance de 10', n'observer qu'un pied) :
déviations importantes 0</p> | <ul style="list-style-type: none">- légère déviation ou utilise une aide technique 1- trajectoire droite sans aide..... 2 <p>6. Tronc :</p> <ul style="list-style-type: none">- balancement du tronc ou utilise une aide technique 0- aucun balancement du tronc mais flexion des genoux, du dos ou écarte les bras 1- aucune flexion. bras rapprochés du corps 2 <p>7. Position de marche :</p> <ul style="list-style-type: none">- talons écartés 0- talons se touchent presque pendant la marche..... 1 <p>8. Tourner :</p> <ul style="list-style-type: none">- chancelant, instable 0- discontinuité mais ne chancelle pas et n'utilise pas d'aide technique 1- stable et pas continus 2 <p>9. Capable d'augmenter sa vitesse de marche
(aussi vite que possible sans danger) :</p> <ul style="list-style-type: none">- incapable 0- capable d'augmenter un peu la vitesse 1- capable d'augmenter la vitesse de façon importante 2 |
|--|--|

ANNEXE C

Procédures et instructions du test clinique de Tinetti

L'évaluateur rassure le sujet en lui expliquant qu'il va demeurer à ses côtés durant toute la période du test, et que les tâches qu'il va lui demander d'exécuter ne sont pas dangereuses. Il lui explique que les exécutions demandées sont pratiquement semblables à celles fréquemment utilisées dans la vie quotidienne. Il l'informe aussi qu'il peut refuser ou arrêter l'exécution à tout moment du test.

TEST DE L'ÉQUILIBRE

1. **Équilibre assis** : Le sujet est invité à s'asseoir sur une chaise sans appui bras.
2. **Se lever** : On demande au sujet de se croiser les bras sur la poitrine et de se lever de la chaise. S'il est incapable, il lui est permis de s'aider en poussant sur la chaise avec ses bras ou d'utiliser une aide technique. Le sujet obtient 2 seulement s'il est capable de se lever, les bras croisés sur la poitrine, sans s'aider en poussant ou en utilisant une aide technique.
3. **Essais pour se lever** : Chaque effort est compté comme un essai (s'avancer sur le bout de la chaise). Le sujet obtient 2 seulement s'il se lève d'un coup.
4. **Équilibre immédiat lors au lever de la position assise** : Le sujet se lève et se tient debout sans s'agripper à quoi que ce soit, sans l'utilisation d'une aide technique.
5. **Équilibre debout** : Donner au sujet la possibilité de reprendre son équilibre, puis lui demander de mettre ses pieds aussi près l'un de l'autre. Répéter la demande si nécessaire. Ne pas utiliser d'aide technique, sauf si nécessaire.
6. **Poussées thoraciques** : Le sujet se tient debout, les pieds rapprochés. L'évaluateur pousse avec la paume de sa main sur le sternum pendant environ deux secondes. La pression doit être stable et non brusque.

7. **Cou** : Le sujet est invité à tourner sa tête de chaque côté, aussi loin qu'il lui est possible. Une amplitude de mouvement réduite signifie que le sujet est capable de tourner sa tête à moins de la moitié, ou est pratiquement incapable de regarder en haut. Pour obtenir 2, le sujet doit avoir une amplitude de mouvement moyenne dans les deux exécutions latérales et en extension. S'il y a une diminution marquée dans l'amplitude de mouvement dans une de ces trois exécutions, le sujet aura au maximum 1. Les symptômes comprennent le sentiment de tête légère, l'étourdissement, le sentiment de manque de stabilité, etc..

8. **Yeux fermés** : Le sujet se tient debout, les pieds rapprochés. Le sujet aura 1, seulement s'il est stable, sans aucun balancement, mouvement marqué du tronc ou déplacement des pieds et n'utilise pas d'aide technique ou d'appui.

9. **Pivot 360°** : L'examineur doit expliquer l'action. Pour identifier des pas discontinus, le sujet doit déposer complètement son pied (talons et orteils) sur le sol avant de lever l'autre pied.

10. **Station debout sur une jambe** : Va de soi.

11. **Extension du dos** : demander au sujet d'étirer son dos aussi loin que possible. Avoir un bras de disponible pour aider si nécessaire mais ne pas retenir le sujet. Démontrer l'action au sujet. L'évaluation considère uniquement le degré d'extension du dos et ne dépend pas de la flexion des genoux. Cette évaluation est subjective, comparer le sujet avec d'autres personnes déjà évaluées.

12. **Lever les bras** : Le sujet doit lever les bras suffisamment haut pour se sentir sur la pointe des pieds. Demander au sujet de prendre un objet sur une tablette. Il ne perd pas de points s'il a besoin de placer une main sur le comptoir, pourvu qu'il réussisse à prendre un objet sur une tablette avec l'autre main. La stabilité réfère à la capacité de lever les bras et de prendre l'objet sans balancement ou sans sembler instable.

13. **Se pencher vers l'avant** : L'explication va de soi.

14. **S'asseoir** : Pour obtenir 2, le sujet doit être capable de s'asseoir avec un simple mouvement sécuritaire sans utiliser ses bras ou une aide technique.

TEST DE LA DÉMARCHE

Choisir un endroit sans obstacle. Expliquer au sujet que vous voulez observer sa démarche habituelle, en utilisant une aide technique s'il y a lieu. Si le couloir n'est pas suffisamment long, demander au sujet de marcher aller-retour à plusieurs reprises. Cependant, seule la partie du milieu du trajet est considérée (c-a-d ni les premiers pas ni les derniers pas).

De 1 à 4 l'examineur marche auprès du sujet

1. **Initiation de la démarche** : S'il y a hésitation, le sujet obtient 0.

2. **Longueur et hauteur des pas** : Commencer l'observation après le troisième ou le quatrième pas. Observer chaque pied sur 5 pas. Le résultat est basé sur la pire performance : si pour un des 5 pas, le pied ne dépasse pas l'autre pied, le sujet obtient 0 pour la longueur; si pour un des 5 pas, le pied traîne sur le plancher, le sujet obtient 0 pour la hauteur. Tenter d'observer seulement un côté à la fois.

3. **Symétrie des pas** : Si la longueur du pas ne semble égale de chaque côté dans au moins 3 des 5 cycles, le sujet obtient 0.

4. **Continuité des pas** : Commencer à observer la continuité après avoir décidé de la symétrie. Si le sujet dépose un pied en entier (talon et orteils) sur le plancher avant de lever l'autre

pied du sol, le sujet obtient 0. Pour obtenir 1 dans la continuité, le sujet devra lever le pied du sol en ayant seulement les orteils du pied d'appui encore au sol.

De 5 à 8 l'examineur marche derrière le sujet.

5. **Trajectoire** : La meilleure façon d'observer la trajectoire, c'est d'observer un pied en relation avec une ligne droite sur le plancher. S'il n'y a pas de ligne, l'examineur devra évaluer subjectivement la déviation. L'examineur observe la déviation en regardant un pied. Pour obtenir 2, le sujet doit avoir une trajectoire en ligne droite et ne pas utiliser d'aide technique.

6. **Tronc** : En marchant derrière le sujet, observer la quantité de mouvements latéraux du tronc, la quantité de flexion des genoux ou du dos, et si le sujet semble utiliser ses bras pour s'aider à garder son équilibre. Il ne devrait y avoir aucun mouvement latéral du tronc, les genoux et le dos devraient être droits et les bras le long du corps et non pas en abduction.

7. **Position de marche** : Se tenir derrière le sujet, observer la proximité des pieds du sujet sur 5 cycles. Pour obtenir 1, les talons devraient presque se toucher lors de la marche.

8. **Tourner** : Sans explication.

ANNEXE D

**Résultats individuels du test clinique de Tinetti et du test
biomécanique du contrôle postural**

TEST CLINIQUE DE TINETTI

Groupe expérimental: Scores individuels (total/40, démarche/16, équilibre/24)

SUJETS	PRÉ-TEST			POST-TEST		
	Total	Démarche	Équilibre	Total	Démarche	Équilibre
PT001	18	4	14	37	16	21
PT002	17	7	10	33	14	19
PT003	20	6	14	24	8	16
PT004	19	9	10	35	13	22
PT005	29	11	18	37	15	22
PT006	21	9	12			
PT007	18	8	10	30	11	19
PT008	11	3	8	13	7	6
PT019	26	9	17	35	13	22
PT020	14	5	9	35	13	22
PT022	19	8	11	29	10	19
PT029	26	11	15	28	13	15
Moyenne	19,83	7,50	12,33	30,55	12,09	18,45
Ecart type	5,13	2,58	3,23	7,13	2,81	4,80

Groupe témoin: Scores individuels (total/40, démarche/16, équilibre/24)

SUJETS	PRÉ-TEST			POST-TEST		
	Total/40	Démarche	Équilibre	Total	Démarche	Équilibre
PT013	25	10	15	16	7	9
PT017	19	5	14	24	6	18
PT023	19	6	13	25	10	15
PT024	22	7	15	18	8	10
PT025	24	8	16	35	16	19
PT026	22	11	11	16	4	12
PT028	15	4	11	17	7	10
PT032	17	5	12	28	13	15
PT033	24	12	12	31	13	18
PT034	19	8	11	22	6	16
PT035	25	9	16	28	10	18
PT037	8	2	6	17	10	7
Moyenne	19,92	7,25	12,67	23,08	9,17	13,92
Ecart type	4,96	2,99	2,84	6,46	3,51	4,14

TEST BIOMÉCANIQUE DU CONTRÔLE POSTURAL						
CONDITION : PIEDS CÔTE À CÔTE, YEUX OUVERTS, AXE A/P						
Groupe expérimental: amplitudes des oscillations en valeur RMS (C/C, YO, A/P)						
PRÉ-TEST			POST-TEST			
SUJETS	COM	COPn	COPc	COM	COPn	COPc
PT001	0,3388	0,3120	0,3188	0,2419	0,3021	0,3016
PT002	0,3727	0,6978	0,6987	0,5081	0,6780	0,6540
PT003	0,3783	0,4412	0,4401	0,8082	0,5914	0,5728
PT004	0,4298	0,5801	0,5793	0,3809	0,4617	0,4615
PT005	0,5806	0,6311	0,6310	0,2996	0,3327	0,3327
PT006	0,5337	0,6648	0,6560	0,6260	0,6428	0,6409
PT007	0,8564	0,9277	0,9278	0,3519	0,3959	0,3983
PT008	0,3664	0,5077	0,5355	0,4596	0,4348	0,4307
PT019	0,3566	0,4411	0,4399	0,3911	0,4895	0,4839
PT020	0,5267	0,5995	0,5979	0,4894	0,5483	0,5421
PT022	0,3176	0,3505	0,3379	0,3715	0,4461	0,4521
PT029	0,5124	0,6488	0,6616	0,3528	0,5317	0,5323
MOYENNE	0,4642	0,5669	0,5687	0,4401	0,4879	0,4836
ÉCART-TYPE	0,1519	0,1695	0,1697	0,1545	0,1163	0,1108
Groupe témoin: amplitudes des oscillations en valeur RMS (C/C, YO, A/P)						
PRÉ-TEST			POST-TEST			
SUJETS	COM	COPn	COPc	COM	COPn	COPc
PT013	0,4127	0,4470	0,4349	0,3589	0,4944	0,4582
PT017	0,3975	0,5145	0,5160	0,5683	0,6041	0,6040
PT023	0,4982	0,5776	0,5780	0,6164	0,7156	0,7161
PT024	0,2820	0,3699	0,3672	0,4840	0,5409	0,5419
PT025	0,5631	0,6440	0,6420	0,4725	0,5407	0,5412
PT026	0,6168	0,6642	0,6681	0,7970	0,8833	0,8942
PT028	0,4664	0,4899	0,5023	0,3132	0,8833	0,8942
PT032	0,5632	0,6212	0,6305	0,4680	0,5048	0,5067
PT033	0,6969	0,8729	0,8851	1,2527	1,2739	1,2793
PT034	0,8536	0,9410	0,9122	0,3893	0,4380	0,4386
PT035	0,7166	0,7833	0,7907	1,1204	1,2629	1,2683
PT037	0,5492	0,6442	0,6481	0,5501	0,6998	0,6983
MOYENNE	0,5514	0,6308	0,6313	0,6159	0,7368	0,7368
ÉCART-TYPE	0,1566	0,1699	0,1683	0,2967	0,2870	0,2926

TEST BIOMÉCANIQUE DU CONTRÔLE POSTURAL						
CONDITION : PIEDS CÔTE À CÔTE, YEUX FERMÉS DANS L'AXE A/P						
Groupe expérimental: amplitudes des oscillations en valeur RMS (C/C, YF, A/P)						
PRÉ-TEST				POST-TEST		
SUJETS	COM	COPn	COPc	COM	COPn	COPc
PT001				0,2817	0,3374	0,3343
PT002				0,4127	0,5502	0,5546
PT003	0,6796	0,7854	0,7844	0,7741	0,7951	0,8014
PT004	0,6062	0,7352	0,7240	0,5312	0,6028	0,6041
PT005	0,3450	0,4180	0,4175	0,2099	0,2797	0,2794
PT006	0,9620	1,0901	1,0938	0,6840	0,6608	0,5660
PT007	0,5813	0,7389	0,7408	0,4189	0,5394	0,5399
PT008				0,6026	0,7290	0,7249
PT019	0,4588	0,4862	0,4975	0,2795	0,3822	0,3808
PT020	1,2289	1,2939	1,2759	0,8268	0,8793	0,8648
PT022	0,5511	0,5737	0,5484	0,7167	0,7486	0,7465
PT029	0,5932	0,8278	0,8296	0,5584	0,7371	0,7365
MOYENNE	0,6673	0,7721	0,7680	0,5247	0,6035	0,5944
ÉCART-TYPE	0,2692	0,2797	0,2773	0,2056	0,1912	0,1893
Groupe témoin: amplitudes des oscillations en valeur RMS (C/C, YF, A/P)						
PRÉ-TEST				POST-TEST		
SUJETS	COM	COPn	COPc	COM	COPn	COPc
PT013	0,4968	0,5796	0,5761	0,5249	0,7473	0,7176
PT017	0,4439	0,8325	0,8318	0,7881	0,9311	0,9243
PT023	0,5475	0,6642	0,6623	0,5590	0,6540	0,6514
PT024	0,5102	0,5838	0,5856	0,6756	0,7754	0,7824
PT025	0,5003	0,6602	0,6590	0,4397	0,5352	0,5349
PT026	0,5829	0,6274	0,6239	0,8506	0,9363	0,9862
PT028	0,6998	0,7381	0,7254	0,7484	0,9363	0,9862
PT032	0,3571	0,4713	0,4716	0,5988	0,6651	0,6628
PT033	0,8168	1,0969	1,1040	1,1070	1,2631	1,2639
PT034	0,6612	0,7223	0,7208	0,4497	0,5007	0,4988
PT035	0,8673	0,9503	0,9537	0,9367	1,0447	1,0355
PT037	0,8938	1,0987	1,1005	1,0120	1,2296	1,2297
MOYENNE	0,6148	0,7521	0,7512	0,7242	0,8516	0,8561
ÉCART-TYPE	0,1734	0,2033	0,2055	0,2209	0,2493	0,2543

TEST BIOMÉCANIQUE DU CONTRÔLE POSTURAL								
CONDITION : PIEDS À 45°, YEUX OUVERTS, AXE A/P								
Groupe expérimental: amplitudes des oscillations en valeur RMS (45°, YO, A/P)								
PRÉ-TEST					POST-TEST			
SUJETS	COM	COPn	COPc	COPv	COM	COPn	COPc	COPv
PT001	0,2858	0,3520	0,5650	0,3093	0,3748	0,4491	0,4291	0,2877
PT002					0,6083	0,8318	0,9475	0,5571
PT003	0,6502	0,7448	0,8846	0,5893	0,4910	0,4700	0,5192	0,1057
PT004	0,7152	0,7586	0,9089	0,2646	0,6029	0,6896	0,7461	0,1297
PT005	0,4767	1,1055	0,6562	0,5328	0,4366	0,4262	0,4564	0,1494
PT006					1,0160	1,0276	1,0269	0,0129
PT007	0,7082	0,8150	0,9414	0,4828	0,3032	0,4193	0,4904	0,2308
PT008	0,4477	0,7411	0,4719	0,4625	0,2872	0,4077	0,3708	0,1328
PT019	0,3203	0,3974	0,4852	0,2283	0,3462	0,4444	0,4538	0,2089
PT020	1,2262	1,2111	1,0196	0,7798	1,0236	1,0253	0,8875	0,4706
PT022	0,5971	0,6454	0,6234	0,2980	0,3095	0,4446	0,5158	0,1799
PT029	0,4329	0,5789	0,7226	0,2458	0,5186	0,6719	0,7895	0,2396
MOYENNE	0,5860	0,7350	0,7279	0,4193	0,5265	0,6090	0,6361	0,2254
ÉCART-TYPE	0,2710	0,2716	0,1986	0,1810	0,2556	0,2370	0,2290	0,1536
Groupe témoin: amplitudes des oscillations en valeur RMS (45°, YO, A/P)								
PRÉ-TEST					POST-TEST			
SUJETS	COM	COPn	COPc	COPv	COM	COPn	COPc	COPv
PT013	0,5747	0,7012	0,5002	0,2982	1,0800	1,1847	0,9207	0,3087
PT017	0,4665	0,5783	0,6228	0,2847	0,7291	0,7767	0,8766	0,2214
PT023	0,5034	0,7330	0,8637	0,2698	0,5944	0,7253	0,8205	0,2239
PT024	0,3968	0,4630	0,5683	0,1409	0,2792	0,3579	0,4660	0,1624
PT025	0,4463	0,5032	0,5625	0,1251	0,4259	0,5150	0,6408	0,1963
PT026	0,4898	0,5728	0,8082	0,2906	0,5349	0,6589	0,9192	0,2971
PT028	0,3867	0,4085	0,4681	0,1566	0,6991	0,6589	0,9192	0,2971
PT032	0,4595	0,5317	0,5870	0,1380	0,6010	0,6318	0,6511	0,1353
PT033	0,6785	0,7704	1,0461	0,5486	1,3553	1,3841	1,7689	0,7299
PT034	0,8993	0,9847	1,0060	0,4374	0,5367	0,5655	0,5490	0,2815
PT035	0,8400	0,9269	1,0842	0,2632	1,0294	1,1023	1,2593	0,2596
PT037	0,7043	0,8234	1,0295	0,2595	1,1535	1,2716	1,3600	0,6179
MOYENNE	0,5705	0,6664	0,7622	0,2677	0,7515	0,8194	0,9293	0,3109
ÉCART-TYPE	0,1716	0,1857	0,2355	0,1262	0,3281	0,3309	0,3734	0,1797

TEST BIOMÉCANIQUE DU CONTRÔLE POSTURAL								
CONDITION : PIEDS À 45°, YEUX OUVERTS, AXE M/L								
<u>Groupe expérimental:</u> amplitudes des oscillations en valeur RMS (45°, YO, M/L)								
<u>PRÉ-TEST</u>					<u>POST-TEST</u>			
SUJETS	COM	COPn	COPc	COPv	COM	COPn	COPc	COPv
PT001	0,2912	0,4006	0,1567	0,2723	0,4055	0,4995	0,1821	0,3681
PT002					0,5367	0,8133	0,2142	0,6605
PT003	0,5712	0,6889	0,2262	0,5354	0,1724	0,2475	0,0841	0,1871
PT004	0,5020	0,6258	0,0950	0,5425	0,3469	0,4796	0,1034	0,4296
PT005	0,3322	0,3755	0,1300	0,2802	0,2958	0,2414	0,1379	0,1668
PT006					0,4734	0,5843	0,1135	0,5418
PT007	0,3889	0,5764	0,1448	0,4987	0,3422	0,3529	0,1024	0,3250
PT008	0,3811	0,3772	0,2371	0,3597	0,2764	0,3990	0,1555	0,3650
PT019	0,3288	0,4717	0,0639	0,4524	0,2744	0,3629	0,1724	0,3072
PT020	0,9226	1,1052	0,2123	1,0607	0,5575	0,6696	0,2214	0,6714
PT022	0,3894	0,4890	0,1351	0,5368	0,3029	0,3819	0,1051	0,3252
PT029	0,4358	0,5444	0,0913	0,5613	0,4045	0,5220	0,0544	0,5310
MOYENNE	0,4543	0,5655	0,1492	0,5100	0,3657	0,4628	0,1372	0,4066
ÉCART-TYPE	0,1846	0,2171	0,0595	0,2220	0,1145	0,1688	0,0524	0,1654
<u>Groupe témoin:</u> amplitudes des oscillations en valeur RMS (45°, YO, M/L)								
<u>PRÉ-TEST</u>					<u>POST-TEST</u>			
SUJETS	COM	COPn	COPc	COPv	COM	COPn	COPc	COPv
PT013	0,8709	0,8018	0,0632	0,8037	0,8953	0,9556	0,1155	0,9002
PT017	0,5598	0,6384	0,1124	0,5848	0,3700	0,4983	0,0832	0,4246
PT023	0,4364	0,6654	0,1181	0,5850	0,3791	0,5538	0,0965	0,5190
PT024	0,3208	0,3773	0,0596	0,3364	0,2409	0,3882	0,1248	0,3036
PT025	0,3486	0,4235	0,1306	0,3398	0,3616	0,4509	0,1316	0,3383
PT026	0,4647	0,5380	0,1332	0,4191	0,4403	0,4806	0,0502	0,4759
PT028	0,4243	0,4782	0,1170	0,5123	0,3815	0,4806	0,0502	0,4759
PT032	0,2642	0,3263	0,0826	0,2810	0,2482	0,3146	0,0726	0,3081
PT033	0,7454	0,8182	0,2397	0,6115	0,8747	0,9911	0,1249	0,8813
PT034	0,6570	0,8774	0,1273	0,8474	0,4162	0,5351	0,1684	0,4461
PT035	0,6486	0,7170	0,0618	0,6865	0,7587	0,8721	0,1473	0,7542
PT037	0,5163	0,5865	0,1168	0,5292	0,7130	0,8816	0,2564	0,7746
MOYENNE	0,5214	0,6040	0,1135	0,5447	0,5066	0,6169	0,1185	0,5501
ÉCART-TYPE	0,1820	0,1807	0,0485	0,1805	0,2363	0,2380	0,0570	0,2189