

2ml. 2951, 4

Université de Montréal

Les effets à court terme d'un programme d'entraînement
sur le contrôle de l'équilibre postural des personnes âgées

par

Karine Boivin

Département de kinésiologie

Mémoire présenté à la faculté des études supérieures

En vue de l'obtention du grade de

M.Sc. en sciences de l'activité physique

Décembre, 2001

© Karine Boivin, 2001



GV
201
UB4
2002
v.018

Université de Montréal

Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

Les effets à court terme d'un programme d'entraînement
sur le contrôle de l'équilibre postural des personnes âgées

présenté par :

Karine Boivin

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Martin Brochu	président-rapporteur
Luc Proteau	directeur de recherche
François Prince	codirecteur de recherche
Paul Allard	membre du jury

Mémoire accepté le :

RÉSUMÉ

Le vieillissement altère la fonction d'équilibration affectant ainsi le contrôle postural des personnes âgées (Maki et McIlroy, 1996). Des études récentes démontrent que les effets d'une perturbation posturale inattendue (ex : un arrêt brusque d'un autobus) sont amplifiés si cette dernière se produit lorsque l'attention d'une personne est détournée par la réalisation d'une tâche cognitive quelconque, et ce, particulièrement chez les aînés (Brown, Shumway-Cook, et Woollacott, 1999; Rankin, Woollacott, Shumway-Cook, et Brown, 2000). Ainsi, les situations de perturbation posturale dans un contexte de double tâche, courantes au quotidien, seraient donc propices aux chutes chez les personnes âgées.

À cet égard, l'objectif principal de ce projet de maîtrise était de déterminer si un programme d'entraînement permettait d'augmenter l'efficacité de réponses de correction à une perturbation posturale, se produisant dans un contexte de double tâche, chez des personnes âgées sédentaires (qui pratiquaient de l'activité physique organisée au plus, une fois par semaine). Il s'agissait aussi de déterminer si, après l'entraînement, les réponses de correction de personnes âgées sédentaires entraînées étaient aussi efficaces que celles de personnes âgées actives et de jeunes adultes.

Au total, 61 participants ont pris part à ce projet. Ils ont été répartis selon quatre groupes : un groupe de jeunes adultes et trois groupes de personnes âgées. Parmi ces trois derniers groupes, deux étaient formés d'aînés sédentaires (soit un groupe entraîné et un groupe contrôle) et un groupe était constitué d'aînés actifs (qui pratiquaient des activités physiques organisées 2 à 3 fois par semaine). Seul le groupe d'aînés sédentaires entraînés a participé à un programme d'entraînement étalé sur une période de 13 semaines. L'équilibre des participants des quatre groupes a été évalué à deux reprises : avant et immédiatement après le programme d'entraînement. Lors de ces évaluations, l'équilibre postural était perturbé alors que les participants, en position debout, effectuaient un mouvement de pointage manuel vers une cible. La stabilité posturale était perturbée par un mouvement de rotation, rapide et inattendu, de la surface de support sur laquelle les participants se tenaient debout. Pour rendre

compte du comportement de ces derniers, leur stabilité posturale et leur performance à la tâche de pointage ont été évaluées.

Il a été observé que l'équilibre des personnes âgées, peu importe leur niveau d'activité physique, était plus affecté par la perturbation que celui des jeunes adultes. En effet, chez les personnes âgées, l'amplitude de l'oscillation posturale induite par la perturbation était plus grande que chez les jeunes adultes. De plus, la phase d'accélération du centre de masse corporelle était plus longue chez les aînés que chez les jeunes adultes. La précision spatiale à la tâche de pointage s'est détériorée considérablement lorsque la perturbation se produisait pendant l'exécution de ce mouvement, et cela, pour les quatre groupes étudiés. Toutefois, le temps de mouvement des aînés actifs et des jeunes adultes n'était pas affecté par la perturbation, contrairement à celui des personnes âgées sédentaires (des groupes contrôle et entraîné).

Selon ces résultats, un entraînement de 13 semaines ne serait pas suffisant pour améliorer l'efficacité des réponses de correction de personnes âgées sédentaires. Toutefois, il appert que la pratique régulière d'activités physiques permet de diminuer, chez les aînés, la demande en attention requise par la stabilisation posturale suite à une perturbation inattendue.

Mots clés : Vieillesse, contrôle postural, perturbation, attention, entraînement

ABSTRACT

Ageing deteriorates the principal components and mechanisms responsible for maintaining balance thus affecting the overall postural control of the elderly during activities of daily living (Maki and McIlroy, 1996). Recent studies have shown that the effects of an unexpected postural disturbance (ex: an abrupt stop of a bus) are amplified if the latter occurs when the individuals attention is diverted by the performance of a cognitive task, which is even more evident in the elderly population (Brown, Shumway-Cook and Woollacott 1999; Rankin, Woollacott, Shumway-Cook and Brown 2000). Thus, in a situation with a double task, a postural disturbance would potentially predispose the elderly to falling.

In this respect, the principal objective of this project was to determine if a training program could improve the efficiency of the corrective responses to a postural perturbation within a context of a double task in an elderly sedentary population (who participated in organised physical activity at the most once per week). The second objective was to determine if following the training program the postural corrections of the trained sedentary elderly were as effective as those of active old people and of young adults.

In total, there were 61 participants who took part in this project. They were categorised according to four groups: a group of young adults and three groups of elderly individuals. Among the three elderly groups, two were composed of sedentary elderly (a trained and a control group) and the last group was composed of active elderly (practised organized physical activities 2 to 3 times per week). Only the trained sedentary elderly group took part in a training program spread out over a 13 week period. The postural control of the four groups of participants was evaluated twice: before and immediately after the 13 week training period. During the evaluations the participants carried out a manual pointing task towards a target in an upright standing position. Postural stability could be perturbed before or during this task by an unexpected rapid rotational movement of the support surface on which the participants were standing. To determine the motor behaviour of the participant, their postural stability and their performance with the pointing task were evaluated.

It was observed that the balance of the elderly participants (independent of the group activity level) was affected more than that of the young adults. Indeed, in the elderly, the amplitude of postural sway induced by the disturbance was larger than in the young adults. Moreover, the duration of the acceleration phase of the body centre of mass was longer for the elderly than for the young adults. For all four groups studied, the pointing task spatial precision was significantly poorer when the disturbance occurred during the execution of this movement. However, the movement time of the active elderly participants and the young adults was not affected by the disturbance, contrary to that of the sedentary old people (control and trained groups).

According to these results, a 13 week training program would not be sufficient to improve the efficiency of the corrective postural response of sedentary elderly. However, it appears that the regular practice of physical activities could decrease the attentional demands required for postural stabilization following an unexpected disturbance among the elderly population.

Key words: Ageing, postural control, disturbance, attention, training

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	III
ABSTRACT	V
TABLE DES MATIÈRES	VII
LISTE DES TABLEAUX.....	IX
LISTE DES FIGURES	X
LISTE DES SIGNES ET DES ABRÉVIATIONS	XI
REMERCIEMENTS.....	XII
INTRODUCTION	1
RECENSION DES ÉCRITS.....	4
1. LA PROBLÉMATIQUE	4
2. LE CONTRÔLE POSTURAL	6
2.1 L'équilibre postural.....	6
2.2 La fonction d'équilibration et ses composantes physiologiques.....	7
3. LES EFFETS ASSOCIÉS AU VIEILLISSEMENT SUR LE CONTRÔLE POSTURAL.....	8
3.1 Changements au niveau sensoriel	8
3.2 Changements au niveau du système nerveux central.....	13
3.3 Changements au niveau du système musculo-squelettique	15
4. L'ÉTUDE DES PERTURBATIONS POSTURALES	17
4.1 Protocole utilisé pour l'étude des perturbations sur l'équilibre.....	18
4.2 Les réponses de correction et les effets du vieillissement	19
4.2.1 Les stratégies posturales	20
4.2.2 Les effets du vieillissement sur les stratégies posturales	23
4.2.3 Caractéristiques des réponses musculaires	25
4.2.4 Les effets du vieillissement sur les réponses musculaires réflexes.....	27
4.2.5 Les effets du vieillissement sur la cinétique du corps et la cinématique des segments corporels	29
4.3 Limites de ces études	31
5. L'ATTENTION ET LE CONTRÔLE POSTURAL.....	33
5.1 Les effets du vieillissement sur l'attention et le contrôle postural.....	34
6. CONTRÔLE POSTURAL ET ACTIVITÉ PHYSIQUE	38
MÉTHODOLOGIE.....	43
1. LES PARTICIPANTS	43
1.1 Critères d'admissibilité	43
1.2 Groupes étudiés.....	44
2. PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	46
2.1 Plan expérimental.....	46
2.2 Programme d'entraînement.....	46
2.3 Session d'évaluation de l'équilibre.....	49
2.3.1 Tâche et montage expérimental	49

2.3.2	Déroulement d'une session d'évaluation de l'équilibre.....	53
2.3.3	Mesures et instruments de mesure	58
2.3.4	Traitement des données.....	60
2.3.5	Variables dépendantes étudiées	64
RÉSULTATS.....		68
1.	CARACTÉRISTIQUES DES GROUPES ÉTUDIÉS	68
2.	CHANGEMENTS D'HABITUDE D'ACTIVITÉ PHYSIQUE	71
3.	RÉSULTATS AUX ÉVALUATIONS DE L'ÉQUILIBRE	71
3.1	Comportement postural et perturbation	71
3.1.1	Perturbations lors de l'intervalle de posture (essais P)	72
3.1.2	Perturbations lors du mouvement de pointage (essais PP)	75
3.2	Performance à la tâche de pointage	80
DISCUSSION		90
1.	COMPORTEMENT POSTURAL.....	90
2.	PERFORMANCE À LA TÂCHE DE POINTAGE.....	96
LIMITES DE CE MÉMOIRE		100
CONCLUSIONS.....		102
BIBLIOGRAPHIE.....		103
ANNEXE		I

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I	Les caractéristiques démographiques des groupes initialement formés.....	45
Tableau II	Exercices types d'une séance d'entraînement de l'équilibre postural..	48
Tableau III	Conditions expérimentales.....	58
Tableau IV	Les caractéristiques démographiques des groupes étudiés.....	69
Tableau V	Bilan de santé et bilan d'activité physique pour chaque groupe étudié.....	70
Tableau VI	Caractéristiques des trois stratégies.....	79
Tableau VII	Fréquence (%) d'utilisation de la deuxième stratégie.....	80

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Photo du montage expérimental	50
Figure 2	Vue dans le plan horizontal de la surface de support formée de la plate-forme de force encastrée dans la surface en bois.....	52
Figure 3	Positionnement des pieds des participants.....	55
Figure 4	Déroulement d'un essai contrôle (sans perturbation).....	56
Figure 5	Déplacement (cm) du CdeP et du CdeM en fonction du temps pour chaque type d'essai.....	63
Figure 6	Oscillation maximale du CdeM (en cm) en fonction des deux séances d'évaluation de l'équilibre pour chaque groupe étudié.....	73
Figure 7	Déplacement (cm) du CdeP et du CdeM en fonction du temps pour chaque stratégie.....	78
Figure 8	Erreur résultante (en mm) en fonction de chaque condition de perturbation selon le type d'essai.....	82
Figure 9	Temps de mouvement (en ms) en fonction du type d'essai pour chaque groupe étudié.....	84
Figure 10	Durée relative de la phase de correction en fonction du type d'essai pour chaque groupe étudié (A) et des conditions de perturbation pour chaque type d'essai (B).....	86
Figure 11	Amplitude relative de la phase de correction en fonction du type d'essai pour chaque groupe étudié.....	88

LISTE DES SIGNES ET DES ABRÉVIATIONS

AA	=	groupe de personnes âgées actives
a/p	=	axe antéropostérieur
AE	=	groupe de personnes âgées sédentaires entraînées (groupe expérimental)
AS	=	groupe de personnes âgées sédentaires (groupe contrôle)
C	=	essais contrôles ou sans perturbation
CdeM	=	centre de masse
CdeP	=	centre de pression
CdeP-CdeM	=	écart de position entre le CdeP et le CdeM
cm	=	centimètre
F	=	force
Hz	=	hertz
JA	=	groupe de jeunes adultes
kg	=	kilogramme
m	=	mètre
<u>M</u>	=	moyenne
mm	=	millimètre
ms	=	milliseconde
N	=	newton
Nm	=	newton mètre
P	=	essais perturbés durant l'intervalle de posture
PP	=	essais perturbés durant le pointage
s	=	seconde

REMERCIEMENTS

Je désire exprimer ma gratitude envers mes directeurs de recherche, le Docteur Luc Proteau et le Docteur François Prince, pour leur disponibilité, leur dévouement et leurs conseils judicieux tout au long de ce projet de maîtrise.

Je tiens sincèrement à remercier Monsieur Pierre Desjardins, ingénieur conseil, pour ses nombreux conseils et sa précieuse collaboration au projet, ainsi que Danik Lafond, étudiant au Doctorat, pour son assistance lors des séances d'évaluation de l'équilibre.

Je souhaite également remercier toutes les personnes qui m'ont fait bénéficier de leurs diverses compétences, en commençant par Messieurs Gérard Ouellet et Paul Martin pour la réalisation du montage expérimental ainsi que Messieurs Marcel Beaulieu, Simon Doucet et Patrick Villette pour la mise au point des logiciels d'acquisition et de traitement des données.

Je voudrais aussi manifester ma reconnaissance envers le centre communautaire Projet Changement qui s'est porté volontaire au déroulement du programme d'entraînement. De plus, je remercie tous les centres et les organismes pour aînés qui ont coopéré au recrutement des participants.

Je souhaite exprimer ma profonde reconnaissance à mes parents qui m'ont supporté moralement, encouragé sans cesse à persévérer et qui ont crû en moi. Je remercie aussi mon frère et tous mes amis pour leurs encouragements ainsi que Sylvain Prom Tep, spécialement pour ses conseils linguistiques et son appui.

Et enfin, mes derniers remerciements sont adressés au conseil de recherche en sciences naturelles et génie du Canada pour l'aide financière grandement appréciée.

*À ma marraine et grand-mère
qui s'est éteinte
le 16 avril 2001*

INTRODUCTION

La majorité des activités motrices que nous effectuons requiert un certain niveau d'équilibre postural. Se tenir debout, par exemple, une tâche qui paraît facile et simple à réaliser, exige des ajustements posturaux constants pour que nous demeurions en équilibre à la station verticale. Lorsque nous sommes en mouvement, ces ajustements assurant la stabilité sont encore plus complexes.

Le vieillissement s'accompagne d'une dégénérescence normale et graduelle des fonctions physiologiques et de plusieurs systèmes (sensoriel, nerveux, musculo-squelettique). Tel est le cas pour la fonction d'équilibration, qui comprend l'ensemble des mécanismes et des systèmes impliqués dans le contrôle postural (Maki et McIlroy, 1996; Stelmach et Worringham, 1985). Il en résulte que les personnes âgées ont un équilibre précaire et sont donc plus à risque de chutes. À cet effet, des études épidémiologiques démontrent que la proportion de chutes annuelles, chez les personnes âgées, est élevée (29%) et que les séquelles physiologiques et psychologiques qui s'ensuivent peuvent être graves (Campbell, Borrie, Spears, Jackson, Brown, et Fitzgerald, 1990; Campbell, Reinken, Allan, et Martinez, 1981; Nevitt, Cummings, et Hudes 1991; O'Loughlin, Robitaille, Boivin, et Suissa 1993; Vellas, Wayne, Garry, et Baumgartner, 1998). Plusieurs recherches ont donc été effectuées pour déterminer comment le contrôle postural est altéré par les changements liés à la sénescence.

Ces études indiquent que certaines situations du quotidien qui sont propices aux pertes d'équilibre, le sont spécialement pour les personnes âgées. À titre d'exemple, il appert clairement que les aînés sont particulièrement vulnérables aux perturbations posturales inattendues (Era et Heikkinen, 1985; Manchester,

Woollacott, Zederbauer-Hylton, et Marin, 1989; McIlroy et Maki, 1996; Stelmach, Phillips, Di Fabio, et Teasdale, 1989; Stelmach, Teasdale, Di Fabio, et Phillips, 1989; Woollacott, Shumway-Cook, et Nashner, 1986). De plus, il a été démontré que l'équilibre des personnes âgées est significativement fragilisé dans un contexte de double tâche, dans lequel leur attention est centralisée sur la réalisation d'une tâche secondaire (Brown, Shumway-Cook, et Woollacott, 1999; Chen, Schultz, Ashton-Miller, Giordani, Alexander, et Guire, 1996; Marsh et Geel, 2000; Maylor et Wing, 1996; Rankin, Woollacott, Shumway-Cook, et Brown, 2000; Shumway-Cook, Woollacott, Kerns, et Baldwin, 1997; Teasdale, Bard, LaRue, et Fleury, 1993).

À cause de l'importance de cette problématique, de nombreuses études ont été effectuées pour trouver des moyens d'améliorer le contrôle postural des aînés et de prévenir les chutes. À cet effet, divers programmes de réadaptation et d'activité physique ont été mis au point et ont eu des effets positifs sur le contrôle de l'équilibre (Hauer, Post, Rutschle, Opitz, Specht, Bartsch, Oster, et Schlierf, 2001; Lazowski, Ecclestone, Myers, Paterson, Tudor-Locke, Fitzgerald, Jones, Shima, et Cunningham, 1999, Lord, Caplan, et Ward, 1993; Lord et Castell, 1994; Lord, Ward, Williams, 1996). Toutefois, les bénéfices de ces programmes en ce qui concerne le développement de réponses de correction efficaces suite à une perturbation posturale inattendue sont encore peu connus. De plus, il semble qu'aucune étude n'a été réalisée pour déterminer si un programme d'entraînement aide les personnes âgées à mieux réagir à des perturbations posturales se produisant lorsque leur attention est occupée par l'exécution d'une tâche motrice quelconque.

Le présent mémoire porte sur l'évaluation des bienfaits à court terme d'un programme d'entraînement spécifique sur le contrôle de l'équilibre de personnes âgées. Un groupe d'aînés (groupe expérimental) qui pratiquait peu ou pas d'activité physique sur une base régulière (une fois par semaine ou moins), défini comme étant sédentaire pour les fins de ce projet, a été entraîné sur une période de 13 semaines. La capacité de ces personnes âgées entraînées à contrer un déséquilibre, engendré par une perturbation posturale, alors qu'elles effectuaient une tâche de pointage manuelle a été évaluée avant et immédiatement après le programme. Les résultats de ces évaluations ont été comparés à ceux de trois autres groupes : un groupe de personnes âgées sédentaires non-entraînées (groupe contrôle), un groupe d'aînés physiquement actifs depuis quelques années et un groupe de jeunes adultes ne s'entraînant pas à des fins de compétition.

Objectifs

Les objectifs de ce projet de maîtrise étaient de deux ordres. En premier lieu, il s'agissait de déterminer si l'entraînement permettait aux personnes âgées sédentaires entraînées d'augmenter l'efficacité de leur réponse de correction à une perturbation posturale par rapport aux participants du groupe contrôle. En deuxième lieu, ce projet visait à déterminer si, après l'entraînement, les corrections posturales des personnes âgées entraînées étaient aussi efficaces que celles des personnes âgées physiquement actives depuis quelques années, voire même celles des jeunes adultes.

RECENSION DES ÉCRITS

Cette recension des écrits comporte six sections. La problématique des chutes ainsi que leurs conséquences seront définies en première partie. Dans les deux sections qui suivent, la notion de contrôle postural sera définie et les changements physiologiques liés à la sénescence qui affectent la fonction d'équilibration seront identifiés. Les réactions des aînés aux perturbations posturales et au contexte de double tâche seront présentées dans les quatrième et cinquième sections respectivement. Finalement, il sera question des bienfaits connus des programmes d'entraînement visant à améliorer l'équilibre postural des aînés.

1. La problématique

Certains changements physiologiques associés au vieillissement affectent la capacité des personnes âgées à contrôler leur équilibre postural, les prédisposant ainsi à de fréquentes chutes. Ces chutes sont un des facteurs associés à la perte de leur autonomie et de leur qualité de vie.

Selon de nombreuses études épidémiologiques, environ 30% des personnes âgées de 65 ans et plus, non institutionnalisées, chutent au moins une fois par année (Campbell et al., 1990; Campbell et al., 1981; Nevitt, Cummings, Kidd, et Black, 1989; Perry, 1982; Prudham et Evans, 1981; Tinetti, Speechley, et Ginter, 1988) et entre 8 et 17% d'entre elles font des chutes répétées (Perry, 1982; Prudham et Evans, 1981; Tinetti et al., 1988). O'Loughlin et al. (1993) ont réalisé une étude longitudinale qui portait sur l'incidence des chutes ainsi que leurs facteurs de risque. De mai 1987 à octobre 1988, 409 aînés montréalais vivant à domicile ont été suivis mensuellement. Au cours de cette période, 29% des participants ont chuté au moins une fois et 11,5% à

deux occasions ou plus. Un total de 197 chutes a été noté dont 46% ont provoqué une blessure corporelle. Dans la majorité des cas, les dommages corporels étaient superficiels; il y avait cependant 3% de cas majeurs (lacérations avec points de suture et fractures). Dans une autre étude (Nevitt et al., 1991), on note qu'approximativement 5 à 10% des chutes engendrent des blessures graves telles que des fractures, des traumatismes crâniens ou des luxations. Ces blessures nécessitent une hospitalisation et sont associées à une augmentation de la morbidité et de la mortalité des personnes âgées.

Outre les répercussions sur le plan physique, les conséquences psychologiques des chutes sont graves à moyen et à long terme, même si celles-ci sont très souvent sous-estimées puisque le lien de causalité entre les chutes et ce type de répercussion est difficile à établir. Suite à une chute, il se produit souvent un « syndrome post-chute », et ce, plus particulièrement dans l'éventualité où celle-ci a provoqué une blessure corporelle. Ce syndrome se manifeste par une perte de confiance en soi, un isolement, une dépression, une crainte de rechuter, une auto-restriction des activités, une diminution de la mobilité, une perte d'autonomie et un déclin de l'état de santé en général (Gryfe, Amies, et Ashley, 1977; Nevitt et al., 1991; O'Loughlin et al., 1993; Tinetti, Liu, et Claus, 1993; Tinetti et Speechley, 1989).

Ainsi, on peut conclure que les chutes chez les personnes âgées constituent un problème de santé publique important. Afin de trouver des moyens de les prévenir, des travaux ont été menés pour approfondir l'état des connaissances portant sur la fonction d'équilibration posturale. La notion d'équilibre et la fonction d'équilibration sont abordées dans la section qui suit.

2. Le contrôle postural

2.1 L'équilibre postural

Le type d'équilibre dont il est question dans le présent mémoire est communément appelé équilibre orthostatique ou quasi statique et fait référence au contrôle de la stabilité en station verticale sans déplacement des pieds. Cet équilibre se caractérise par un mouvement continu (d'oscillation ou de balancement corporel) sur une base stationnaire. Lorsqu'il y a déplacement du corps et des pieds, on parle plutôt d'équilibre dynamique. La locomotion constitue l'un des exemples caractéristiques de ce dernier type d'équilibre.

L'équilibre orthostatique est considéré comme étant un équilibre relativement stable, soumis à un contrôle constant (Lafond, Dupui, Costes-Salon, Albarède, et Bessou, 1991). En effet, une personne debout n'est jamais complètement immobile. Elle oscille de façon continue d'un balancement difficilement perceptible. Le mouvement oscillatoire est la conséquence d'une activité musculaire permanente (le tonus postural) qui s'oppose à l'action de la gravité ainsi qu'aux forces internes (générées par tout mouvement du corps, ex : la respiration) et externes (forces d'interaction entre le corps et son environnement) susceptibles de modifier l'état d'équilibre. Ce comportement postural est conceptualisé par un modèle physique de pendule inversé dont l'axe de rotation se situe au niveau des chevilles (Nashner, 1976).

Le corps oscillant demeure stable, car il repose sur une base de sustentation qui est formée du polygone délimité par le contour extérieur des pieds, communément nommé base de support. Pour conserver l'état d'équilibre à la verticale, il faut que la projection du centre de masse corporel (CdeM) soit maintenue à l'intérieur des limites

géométriques de ce polygone (Winter, 1987). Ainsi, Horak, Henry, et Shumway-Cook (1997) définissent l'équilibre postural comme étant la condition par laquelle les forces qui agissent sur le corps sont équilibrées de sorte à ce que le CdeM soit maintenu au-dessus de la base de support. Il existe une fonction d'équilibration qui, de façon continue, maintient le CdeM au-dessus de cette base. Le corps peut alors adopter une infinité de postures sans qu'une chute ne survienne.

2.2 La fonction d'équilibration et ses composantes physiologiques

Le contrôle postural est régularisé, par le biais de la fonction d'équilibration, selon deux modes de contrôle : rétroactif ou proactif. Les mécanismes rétroactifs prennent place lorsqu'un déséquilibre est créé par une perturbation extérieure inattendue. Alors que les mécanismes proactifs interviennent de façon anticipée pour contrer les effets déstabilisateurs des forces internes générées lors de l'exécution de mouvements volontaires. Dans cette recension des écrits, il est surtout question du contrôle rétroactif.

La fonction d'équilibration est assurée par trois systèmes sensoriels (visuel, vestibulaire et proprioceptif), par le système nerveux central et par le système musculo-squelettique (Duncan, Chandler, Studenski, Hughes, et Prescott, 1993; Patla, Frank, et Winter, 1992). Tous travaillent en synergie afin de conserver une stabilité posturale en dépit des perturbations extérieures et intérieures. Pour accomplir cette fonction, les afférences sensorielles recueillent de l'information sur la position du corps et sur son mouvement dans l'espace. Elles sont responsables de la détection des changements posturaux lors d'un déséquilibre. Le système nerveux central sélectionne

rapidement cette information, l'intègre et l'utilise afin de générer les réponses motrices appropriées. Le système musculo-squelettique exécute ces réponses grâce à la force musculaire et à la mobilité articulaire. La fonction d'équilibration est donc réglée par le système nerveux central qui coordonne avec précision l'activité des muscles posturaux. Cette activité musculaire est responsable de l'oscillation posturale dont le rythme, la variabilité et l'amplitude rendent compte du fonctionnement des différents systèmes sensori-moteurs. Pour cette raison, ces mêmes paramètres sont souvent mesurés pour évaluer l'équilibre. Le contrôle de l'équilibre postural est donc une habileté motrice complexe, car il résulte de l'interaction de divers systèmes. La section suivante traite des dommages progressifs engendrés par le vieillissement sur ces systèmes ainsi que des impacts de ces altérations sur la capacité des personnes âgées à contrôler leur équilibre postural.

3. Les effets associés au vieillissement sur le contrôle postural

3.1 Changements au niveau sensoriel

L'avancement en âge entraîne généralement un déclin des divers systèmes sensoriels : visuel, vestibulaire et proprioceptif. Premièrement, la dégénérescence des afférences visuelles s'exprime par une perte importante du nombre d'axones du nerf optique (Johnson, Miao, et Sadum, 1987) et par une réduction de l'acuité visuelle, de la perception de la profondeur, de la sensibilité aux contrastes de luminosité, de l'adaptation à la noirceur et d'une restriction du champ visuel (Verrillo et Verrillo, 1985). Sekuler et Hutman (1980) ont noté que la sénescence se caractérise aussi par une diminution de la capacité à discriminer les mouvements spatiaux se déroulant à basse fréquence. La perte de la sensibilité de l'information spatiale à basse fréquence

peut s'avérer nuisible au contrôle de l'équilibre chez les personnes âgées puisqu'il a été démontré que cette information est importante pour assurer la stabilité posturale (Liebowitz, Rodener, et Dichgans, 1979),

Deuxièmement, au niveau du système vestibulaire, le vieillissement s'accompagne souvent d'une perte progressive et marquée (40%) des cellules sensorielles situées dans les canaux semi-circulaires (Rosenhall, 1973; Rosenhall et Rubin, 1975), d'une diminution du nombre de fibres nerveuses impliquées dans le réflexe vestibulo-oculaire (Paige, 1991) et d'une réduction des macules, récepteurs à l'équilibre orthostatique (qui réagissent à la gravité et au mouvement angulaire de la tête) localisés dans les parois des vésicules du labyrinthe membraneux (Johnson et Hawkins, 1972). Ces changements physiologiques associés au vieillissement peuvent affecter l'efficacité avec laquelle le système vestibulaire maintient la tête et le cou en position verticale (Stelmach et Worringham, 1985). Les effets directs sur le contrôle postural de la dégénérescence des composantes de ce système sont encore méconnus.

Finalement, le système sensoriel proprioceptif est lui aussi affecté par la sénescence. À cet effet, Calne (1985) rapporte que la dégénérescence des récepteurs proprioceptifs aux extrémités inférieures (sensibilité aux chevilles et aux pieds) est souvent une des premières manifestations du vieillissement. Il est aussi connu que les personnes âgées ont un plus haut seuil de détection des mouvements passifs que les jeunes adultes (Skinner, Barrack, et Cook, 1984; Whanger et Wang, 1974) et qu'elles sont moins précises pour discriminer le positionnement angulaire de leurs membres (Kokmen, Bossemeyer, et Williams, 1978; Stelmach et Sirica, 1986). En ce qui concerne l'information cutanée, Brocklehurst, Robertson, et James-Groom (1982), Kenshalo (1986) ainsi que Verrillo et Verrillo (1985) ont noté que l'avancement en

âge engendre une baisse de la sensibilité de cette information et une augmentation du seuil de détection des vibrations à basse et à haute fréquences, et ce, particulièrement au niveau des membres inférieurs. Enfin, Kenshalo (1986) a observé que le vieillissement est associé à une diminution de la densité et de la sensibilité des mécanorécepteurs du derme, à une augmentation de la rigidité et à une diminution de l'élasticité du derme et, pour terminer, à une dégénérescence des nerfs périphériques qui serait un facteur causal de la perte de sensibilité cutanée.

Pour déterminer les conséquences de ces changements sensoriels sur la capacité des personnes âgées à contrôler leur équilibre, plusieurs chercheurs ont comparé le comportement postural des aînés à celui de jeunes adultes dans des conditions de perturbation sensorielle. Ces conditions de perturbation consistaient à altérer ou à soustraire une ou plusieurs sources d'informations sensorielles pertinentes dans le contrôle de l'équilibre orthostatique et à en déterminer les effets. Par exemple, Sheldon (1963) a rapporté qu'en absence d'information visuelle ambiante (condition yeux fermés) l'amplitude de l'oscillation posturale des participants aînés augmentait significativement comparativement à celle des jeunes adultes. Dans le même sens, Teasdale, Stelmach, et Breuing (1991) ont remarqué que perturber l'information proprioceptive, en recouvrant d'un bloc en mousse (de 5 cm d'épaisseur) la base de support sur laquelle les participants se tenaient debout, accentuait davantage l'amplitude et la variabilité de l'oscillation posturale des personnes âgées que celles des jeunes adultes. Les conditions de perturbations utilisées dans ces études compromettaient une seule source d'information afférente, soit la vision ou la proprioception. Les résultats obtenus suggèrent que les aînés éprouvent de la difficulté à bien contrôler leur équilibre lors du retrait ou de l'altération d'une de ces deux

sources sensorielles. Cela pourrait être dû au fait que la perte de sensibilité liée au vieillissement fait en sorte que les deux types d'information sensorielle qui demeurent intactes et disponibles dans ces conditions expérimentales (les informations non-perturbées) ne soient pas suffisamment sensibles pour assurer une bonne stabilité posturale. Il est aussi possible que les personnes âgées aient de la difficulté à utiliser avec efficacité les informations toujours disponibles dans un tel contexte.

De plus, Teasdale et al. (1991) ont également étudié les effets de soustraire ou perturber deux sources sensorielles simultanément. Pour ce faire, ils ont demandé aux participants de fermer les yeux (retrait de l'information visuelle ambiante) alors que ces derniers se tenaient debout sur un bloc en mousse qui recouvrait la base de support (réduction de l'information proprioceptive). Dans cette condition expérimentale, l'information vestibulaire était donc la principale source afférente intacte. Il en est résulté, surtout chez les aînés, une augmentation significative de l'amplitude, de la variabilité et de la vitesse moyenne de l'oscillation posturale ainsi que de la surface d'oscillation. Woollacott et al. (1986) ainsi que Manchester et al. (1989) ont abordé la même problématique. Toutefois, dans ces études, l'information proprioceptive a été perturbée différemment. Ce type d'information était altéré par une rotation, dans le plan sagittal, de la surface de support de sorte à diminuer la perception du changement angulaire aux chevilles induit par l'oscillation posturale des participants. La rotation de la base de support était alors proportionnelle (en amplitude et en fréquence) à l'oscillation posturale de chacun d'entre eux. Woollacott et al. (1986) ont rapporté que 50% de leurs participants âgés ont perdu l'équilibre lors de cette condition expérimentale tandis qu'aucun cas de perte d'équilibre n'a été noté chez les jeunes adultes. Manchester et al. (1989) ont obtenu des résultats semblables puisque 42% de

leurs aînés ont aussi perdu l'équilibre et qu'aucun cas n'a été rapporté chez les jeunes adultes. Contrairement à l'étude de Woollacott et al. (1986), les participants de cette dernière expérience n'avaient que la vision périphérique obstruée.

En somme, tous ces résultats indiquent clairement que l'équilibre des personnes âgées est précaire dans les situations où les informations sensorielles disponibles sont réduites, et ce, surtout si seules les afférences vestibulaires demeurent intactes. D'un côté, ces résultats supportent l'hypothèse proposant que le contrôle postural des aînés serait surtout assuré par les afférences visuelles et proprioceptives alors que les afférences vestibulaires y contribueraient très peu à cause de la dégénérescence marquée de ce type d'information (Straube, Botzel, Hawken, Paulus, et Brandt, 1988). D'un autre côté, il est aussi plausible que les problèmes de contrôle postural manifestés par les personnes âgées soient plutôt liés à une incapacité de la fonction d'équilibration à assurer la bonne stabilité posturale lorsque deux sources sensorielles sont altérées (Diener, Dichgans, Guschlbauer, et Mau, 1984).

D'autres conséquences de la dégénérescence des systèmes sensorielles ont été observées. Tout d'abord, Stelmach, Teasdale et al. (1989) ont évalué le temps de réaction à une perturbation posturale chez des jeunes adultes et chez des personnes âgées, en leur demandant de presser un bouton le plus rapidement possible, à la détection du mouvement de rotation d'une base de support. Ils ont obtenu des temps de réaction significativement plus longs chez les personnes âgées comparativement à ceux obtenus chez les jeunes adultes. Ceci suggère que la dégénérescence sensorielle associée à la sénescence engendre un ralentissement des processus de détection des changements posturaux induits par une perturbation posturale. Ensuite, selon plusieurs auteurs, ces changements sensoriels associés à la sénescence seraient faiblement, mais

significativement corrélés à l'augmentation de l'oscillation posturale chez les aînés (Brocklehurst et al., 1982; Era et Heikkinen, 1985; Lord, Clark, et Webster, 1991a).

Bien que ces évidences expérimentales laissent voir que la dégénérescence sensorielle est un des facteurs causant des difficultés d'équilibre chez les personnes âgées, plusieurs considèrent que le facteur déterminant est l'altération des processus d'intégration et de traitement de l'information au niveau des centres supérieurs du système nerveux central (Stelmach, Teasdale et al., 1989; Stelmach et Worringham, 1985; Teasdale, Bard, Dadouchi, Fleury, Larue, et Stelmach, 1992; Wolfson, Whipple, Derby, Amerman, Murphy, Tobin, et Nashner, 1992).

3.2 Changements au niveau du système nerveux central

Le vieillissement touche plusieurs composantes du système nerveux central. Ce processus dégénératif entraîne progressivement une perte de neurones et de dendrites, une réduction de la perfusion cérébrale, une dégradation des mécanismes de neurotransmission nerveuse ainsi qu'une perte de neurotransmetteurs, comme la dopamine (Rogers et Bloom, 1985), et une diminution de l'activité cérébrale (Lipsitz et Goldberger, 1992). La sénescence se caractérise aussi par une diminution des vitesses de conduction nerveuse et de traitement de l'information (Stelmach et Worringham, 1985) qui prolonge les délais de transmission nerveuse et de programmation motrice. Il en découle que le comportement postural des personnes âgées serait affecté, entre autres, par des problèmes d'intégration sensorielle et par une vitesse ainsi qu'une « capacité » de traitement de l'information réduites.

En premier lieu, les travaux de Teasdale et al. (1992) ont contribué à mettre en lumière le problème d'intégration sensorielle. À l'aide d'une étude comparative des effets de l'ajout de l'information visuelle ambiante sur l'équilibre des aînés et des jeunes adultes, ils ont montré que la transition d'une condition de non-vision (yeux fermés) à une condition de vision normale (yeux ouverts) provoquait une augmentation significative de la variabilité et de l'amplitude de l'oscillation posturale des personnes âgées. Alors que l'équilibre de ces dernières était déstabilisé par l'ajout de la vision ambiante, les jeunes adultes utilisaient rapidement cette afférence pour se stabiliser. Les auteurs ont conclu que les aînés contrôlaient difficilement leur équilibre suite à l'ajout d'une information sensorielle pertinente, car l'intégration de cette information au niveau du système nerveux central leur était laborieuse. Plusieurs chercheurs ont proposé que ce problème d'intégration de l'information afférente est un facteur contribuant aux chutes des aînés (Stelmach et Worringham, 1985; Teasdale et al., 1992; Wolfson et al., 1992).

En deuxième lieu, il est généralement accepté que l'avancement en âge engendre une diminution marquée de la vitesse de traitement des informations visuelles, proprioceptives et vestibulaires ayant des impacts considérables sur la stabilité posturale des aînés (Allum et Pfaltz, 1985; Diener, Dichgans, Guschlbauer et al., 1984; Skinner et al., 1984). De plus, il est connu que le vieillissement engendre un ralentissement de l'ensemble des processus cognitifs impliqués dans le déclenchement de réponses motrices (Stelmach et Worringham, 1985). Ces changements peuvent avoir des implications fonctionnelles majeures sur la capacité des personnes âgées à retrouver leur équilibre lorsqu'une perturbation posturale inattendue se produit. Pour être en mesure d'éviter la chute dans un tel contexte, les réponses de correction

doivent être efficaces et amorcées rapidement (Stelmach et Worringham, 1985). Puisque les processus de traitement de l'information sont relativement lents chez les personnes âgées, les réponses de correction développées par ces dernières peuvent être déclenchées trop tardivement pour être efficaces, et alors, les risques de chutes sont augmentés.

En dernier lieu, le vieillissement entraîne des déficits cognitifs qui diminuent la capacité de traitement de l'information des aînés et qui se manifeste, entre autres, par une difficulté à partager leur attention dans un contexte de double tâche (McDowd et Birren, 1990). Or, au quotidien, les contextes de double tâche sont fréquents : l'attention est souvent détournée par un stimulus quelconque ou par la réalisation d'une tâche motrice ou cognitive. Puisque dans ces contextes l'attention n'est pas focalisée sur le contrôle de la stabilité posturale, il est possible que l'équilibre soit fragilisé. De nombreuses études traitent de cet aspect (Brown et al., 1999; Chen et al., 1996; Kerr, Condon, et McDonald, 1985; Lajoie, Teasdale, Bard, et Fleury, 1993; Marsh et Geel, 2000; Maylor et Wing, 1996; Rankin et al., 2000; Shumway-Cook et al., 1997; Teasdale et al., 1993). Ces travaux seront revus dans la cinquième section.

3.3 Changements au niveau du système musculo-squelettique

Différentes composantes du système musculo-squelettique sont altérées par les processus dégénératifs. L'avancement en âge est souvent associé à une perte de force musculaire (Aniansson, Grimby, et Gedberg, 1978, Whipple, Wolfson, et Amerman, 1987). Selon Vandervoort (1992), ce changement serait causé par une diminution de la grosseur et du nombre de fibres musculaires ainsi que par une réduction de la quantité

de motoneurones. Ce même auteur a constaté que le vieillissement provoque aussi une diminution de la vitesse de contraction des fibres musculaires, ce qui pourrait réduire la rapidité avec laquelle la force est générée lors d'une compensation posturale et, par conséquent, affecter considérablement la stabilité posturale des aînés. À cet effet, plusieurs chercheurs ont rapporté que la perte de force musculaire au niveau des membres inférieurs est un des facteurs qui contribuent aux problèmes de chutes chez les personnes âgées (Campbell, Borrie, et Spears, 1989; Lord, Clark, et Webster, 1991b; Lord et al., 1994; Robbins, Rubenstein, Josephson, Schulman, Osterweil, et Fine, 1989; Tinetti, Williams, et Mayewski, 1986).

Au niveau des articulations, les impacts de l'avancement en âge se manifesteraient par une réduction graduelle de l'amplitude de mouvement due à une perte d'élasticité des tissus conjonctifs, tels que les ligaments, les tendons, le tissu conjonctif intramusculaire et la peau (Prince, Corriveau, Hébert, et Winter, 1997). L'augmentation de la rigidité de ces tissus pourrait être causée par la cristallisation du collagène et par l'accroissement du diamètre de ce type de fibre avec le vieillissement (Buckwalter, Kuettner, et Thonar, 1985; Hamlin et Kohn, 1972; Rigby, 1983).

Pour terminer, les effets des changements musculaires et articulaires sur le contrôle postural ne sont pas encore clairement déterminés. Il est important de considérer que la dégénérescence du système musculo-squelettique peut diminuer l'efficacité avec laquelle les commandes motrices en provenance du système nerveux centrale sont exécutées. Un problème de contrôle postural chez les personnes âgées pourrait alors résulter d'un problème d'exécution de la réponse motrice, et non seulement d'une erreur de sélection ou de programmation de cette réponse.

Somme toute, les altérations dues au vieillissement d'un ou plusieurs systèmes impliqués dans la fonction d'équilibration affecteraient l'efficacité de celle-ci. Il en résulte que les personnes âgées sont sujettes aux pertes d'équilibre lors de leurs activités habituelles, et ce, surtout dans les situations quotidiennes où leur stabilité peut être compromise soudainement par une perturbation posturale. Par exemple, il nous arrive tous de perdre pied sur une chaussée glissante en hiver, de se faire bousculer par un passant sur le trottoir ou même d'être déstabilisé par un départ ou un arrêt brusque d'un métro ou d'un autobus. Ces perturbations altèrent l'état d'équilibre en provoquant un déplacement inattendu du CdeM par rapport à la base de sustentation ou l'inverse, selon le type de perturbation. Si la stabilité est affectée, le changement postural engendré doit être détecté rapidement et une réponse de correction efficace doit être déclenchée afin de rétablir l'état d'équilibre ou en créer un nouveau pour éviter une chute éventuelle. Pour les personnes âgées, regagner l'équilibre dans un tel contexte semble être difficile. Selon Black, Maki et Fernie (1994), environ 50% des chutes chez les aînés sont causées par des réactions posturales inefficaces suite à un déplacement soudain de la base de sustentation. Pour cette raison, il est important d'étudier les réponses correctrices des personnes âgées à de telles perturbations. Les résultats de plusieurs travaux portant sur ce sujet sont présentés dans la section qui suit.

4. L'étude des perturbations posturales

Selon Horak et al. (1997), une perturbation posturale est un changement inattendu dans l'environnement qui déstabilise la posture d'une personne. Les réactions posturales des personnes âgées à ces perturbations ont beaucoup été étudiées

afin de mieux comprendre comment ces dernières réagissent aux déséquilibres inattendus qui surviennent dans la vie courante (Alexander, Shepard, Gu, et Schultz, 1992; Era et Heikkinen, 1985; Gu, Schultz, Shepard, et Alexander, 1996; Manchester et al., 1989; McIlroy et Maki, 1996; Nardone, Siliotto, Grasso, et Schieppati, 1995; Stelmach, Phillips et al., 1989; Stelmach, Teasdale et al., 1989; Woollacott et al., 1986). Dans ces études, des perturbations mécaniques ont été réalisées en laboratoire, et les effets sur l'équilibre ont été analysés. Cette démarche expérimentale est connue sous le nom de paradigme de perturbation. La première partie de cette section présente le protocole expérimental généralement utilisé dans ces travaux. La deuxième partie traite des réponses de correction aux perturbations mécaniques et des effets du vieillissement sur ces réponses. La dernière partie porte sur les limites de ces travaux de recherche.

4.1 Protocole utilisé pour l'étude des perturbations sur l'équilibre

La majorité des études effectuées afin de déterminer les effets des perturbations mécaniques sur le contrôle postural suivent des protocoles similaires dans lesquels l'équilibre des participants est perturbé alors que ces derniers se tiennent debout en condition d'équilibre orthostatique. Ces études se déroulent généralement comme suit : des participants se tiennent debout sur une plate-forme, leur posture est alors perturbée sans préavis par un mouvement de translation ou de rotation de la plate-forme (ou surface d'appui) dans le plan sagittal. Ces mouvements se produisent dans deux directions : vers l'avant ou l'arrière lors de la translation et en rotation horaire ou anti-horaire. Le moment d'occurrence et la direction des perturbations varient

aléatoirement d'un essai à l'autre pour éviter l'anticipation. La vitesse et l'amplitude de ces perturbations diffèrent considérablement selon les études.

L'objectif principal de ces travaux est d'évaluer les conséquences posturales d'un déséquilibre créé par un mouvement soudain de la surface d'appui. Ce type de perturbation provoque un déplacement inopiné du polygone de sustentation. Alors que ce polygone est en mouvement, il se décale par rapport à la position du CdeM accélérant ainsi le corps dans une direction. La direction de l'oscillation posturale induite par la perturbation est fonction de la direction du mouvement de la surface d'appui. Plusieurs mécanismes doivent prendre place pour repositionner et stabiliser le CdeM au-dessus du nouvel emplacement du polygone de sustentation : détection rapide du changement postural, sélection d'une stratégie efficace et programmation d'une série de réponses musculaires appropriées (Stelmach et Worringham, 1985). Les ajustements posturaux qui en résultent doivent être produits avant que la projection du CdeM se situe aux limites géométriques du polygone de sustentation, sinon il y a perte d'équilibre. Ainsi, le retour à un état d'équilibre nécessite de la précision et de la rapidité d'exécution des réponses de correction (Stelmach et Worringham, 1985). Les caractéristiques de ces réponses chez les personnes âgées et chez les jeunes adultes seront abordées dans la prochaine sous-section.

4.2 Les réponses de correction et les effets du vieillissement

Différentes stratégies posturales en réponse à une perturbation mécanique ont pu être définies à partir de l'analyse biomécanique des réponses de correction (électromyographie des muscles du tronc et des membres inférieurs, dynamique du

corps, cinématique des divers segments corporels). Les nombreuses études transversales, dans lesquelles le comportement postural d'un groupe de jeunes adultes a été comparé à celui d'un groupe de personnes âgées, ont permis de déterminer en quoi les réactions posturales se distinguent entre les deux groupes d'âge. Les stratégies posturales, les réponses musculaires et les caractéristiques de la cinétique du corps ainsi que de la cinématique des divers segments corporels des jeunes et des aînés en situation de perturbation sont discutées dans cette section.

4.2.1 Les stratégies posturales

Selon Horak (1992/1996) ainsi que Horak et Macpherson (1996), une stratégie posturale se définit comme étant un patron d'ajustements posturaux généralisés qui tient compte des contraintes externes (imposées par les conditions environnementales et la tâche à accomplir) et internes, telles que les contraintes neurologiques (la vitesse de conduction nerveuse, l'acuité de l'information sensorielle et l'attention que requiert la tâche) et biomécaniques (le nombre de degré de liberté, l'amplitude de mouvement articulaire et la force musculaire nécessaire pour effectuer la tâche). En réponse à un mouvement de translation ou de rotation de la base de support, les stratégies posturales adoptées sont multiples. Diverses analyses biomécaniques ont permis de les catégoriser en trois types en fonction des patrons d'activation musculaire, des amplitudes de mouvements segmentaires et des moments de force articulaire (Kuo et Zajac, 1993). Parmi ces stratégies, on compte celle de la cheville et celle de la hanche (Horak et Nashner, 1986; Nashner et McCollum, 1985). Ce sont des stratégies sans déplacement des pieds. La stratégie du pas de correction (McIlroy et Maki, 1993a) est,

elle, caractérisée par un déplacement des pieds modifiant la géométrie du polygone de sustentation.

Lors de l'utilisation de la *stratégie de la cheville*, le corps conserve la station verticale et répond selon le modèle du pendule inversé (Nashner, 1976). En effet, le balancement (ou l'oscillation) de ce dernier se produit principalement autour de l'articulation de la cheville. Ce balancement est essentiellement contrebalancé par l'activité musculaire des muscles distaux. La séquence temporelle d'activation musculaire est ascendante, soit de distale à proximale (Horak et Nashner, 1986).

Lors de l'utilisation de la *stratégie de la hanche*, le balancement corporel est contrebalancé par un mouvement de rotation du tronc. Les muscles du tronc et des hanches sont donc activés très tôt après la perturbation posturale. La séquence d'activation musculaire est descendante, soit de proximale à distale (Horak et Nashner, 1986).

Lors de l'utilisation de la *stratégie du pas de correction*, la stabilisation est assurée par un ou plusieurs déplacements des pieds. Cette stratégie se caractérise par une activation des abducteurs des hanches et par une co-contraction des muscles autour des chevilles (McIlroy et Maki, 1995). Lorsque le participant est familier avec la perturbation, des ajustements posturaux anticipés relatifs au pas de correction prennent place. Ces ajustements préparatoires se caractérisent par une asymétrie dans la répartition du poids corporel entre la jambe à déplacer et celle qui demeure au sol. Toutefois, ces ajustements seraient plutôt rares dans des contextes de perturbation inhabituelle ou inattendue (Maki et Whitelaw, 1993; McIlroy et Maki, 1993b; McIlroy et Maki, 1995).

Un modèle séquentiel de contrôle a été élaboré par Horak, Shupert et Mirka, (1989) et Horak (1992) afin d'expliquer l'ordre dans lequel ces stratégies posturales sont sélectionnées pour contrer un déséquilibre engendré par une perturbation. Selon ce modèle, la stratégie de la cheville est la première planifiée pour freiner l'oscillation posturale induite par la perturbation et conserver le CdeM à l'intérieur des limites du polygone de sustentation. Cependant, cette stratégie peut s'avérer inefficace lorsque la perturbation induit de grandes amplitudes d'oscillation corporelle. La deuxième stratégie alors déclenchée est celle de la hanche et, si nécessaire, celle du pas de correction. Cette dernière est considérée comme étant une stratégie de dernier recours, amorcée seulement dans l'éventualité où le CdeM n'est pas suffisamment décéléré et se trouve aux limites du polygone de sustentation (Shumway-Cook et Woollacott, 1995). Sur la base de ce modèle hiérarchique, les stratégies de cheville et de hanche sont donc perçues comme étant les réponses prédominantes pour rétablir un l'équilibre.

Le modèle hiérarchique présenté ci-haut est supporté par des résultats obtenus dans un contexte de perturbation où les participants étaient contraints à ne pas déplacer les pieds (Horak et Nashner, 1986). Plusieurs évidences expérimentales montrent que le comportement postural naturel en réponse à une perturbation ne serait pas fidèle à ce modèle. McIlroy et Maki (1996) ont rapporté la présence d'un pas de correction pour 98% des essais perturbés. Ceci suggère que la stratégie du pas de correction ne serait pas une réponse de dernier recours, mais plutôt une stratégie courante pour contrer les effets d'une perturbation. De plus, Maki et McIlroy (1997) notent que cette stratégie est amorcée suite à un faible déplacement du CdeM par rapport à sa position initiale et non pas lorsque le CdeM se situe aux limites géométriques du polygone de

sustentation comme le proposaient Shumway-Cook et Woollacott, (1995). Enfin, les premiers ajustements posturaux propres à la stratégie du pas de correction ont été observés dans les 160 ms suivant l'occurrence d'une perturbation (McIlroy et Maki, 1993a). Selon Maki et Whitelaw (1993), les réponses musculaires responsables de ces changements posturaux seraient amorcées presque simultanément avec celles associées à la stratégie de la cheville. À la lumière de ces résultats, Maki et McIlroy (1997) proposent que la stratégie de la cheville et celle du pas de correction sont amorcées en parallèle et non de façon séquentielle. Finalement, on constate que les stratégies de la cheville et du pas de correction seraient des réponses naturelles dans le rétablissement de l'équilibre consécutif à une perturbation. Dans un contexte où aucun déplacement des pieds ne serait possible, la stratégie de la hanche serait amorcée lorsque le déséquilibre postural serait trop important pour être contré par la stratégie de la cheville.

4.2.2 Les effets du vieillissement sur les stratégies posturales

Plusieurs auteurs suggèrent que les stratégies posturales des aînés en réponse à une perturbation se distinguent de celles des jeunes adultes (Manchester et al., 1989; McIlroy et Maki, 1996; Woollacott et al., 1986). Manchester et al. (1989) ainsi que Woollacott et al. (1986) ont comparé la séquence temporelle d'activation des muscles des membres inférieurs d'un groupe d'aînés à celle d'un groupe de jeunes adultes. Ils ont obtenu chez plusieurs personnes âgées un patron d'activation non-observé chez les jeunes adultes. Environ 30% des participants âgés de l'étude de Manchester et al. (1989) et plus de 42% de ceux de l'étude de Woollacott et al. (1986) ont sollicité leurs

muscles proximaux avant leurs muscles distaux. Ces résultats suggèrent que ces participants âgés ont adopté une stratégie de la hanche alors que les jeunes adultes ont plutôt opté pour une stratégie de la cheville. Il semble donc que la stratégie de la hanche soit plus fréquente chez les âgés que les jeunes adultes. Horak, Mirka et Shupert (1989) proposent que la perte de sensibilité proprioceptive et la diminution de la force musculaire aux chevilles avec le vieillissement en soient les causes potentielles. Selon eux, pour contrebalancer ces déficits, les âgés préfèrent solliciter les muscles au niveau des hanches que ceux autour des chevilles. Le recours à la stratégie de la hanche chez les jeunes adultes a surtout été observé dans un contexte de perturbation où la tâche d'équilibre, qui consistait à se tenir debout sur une poutre (McCollum, Horak et Nashner, 1984), était plus complexe que celle que l'on retrouve dans les travaux de Manchester et al. (1989) et Woollacott et al., (1986).

Dans le même ordre d'idées, Maki et McIlroy (1996) ont comparé les caractéristiques des pas de correction des âgés à ceux des jeunes adultes. Aucune différence entre ces deux groupes d'âge n'a été obtenue quant à la fréquence des pas de correction. Cependant, contrairement aux jeunes adultes, les personnes âgées amorçaient couramment leurs pas de correction sans ajustement postural anticipé. La phase de déchargement de la jambe à déplacer se caractérisait alors par un long temps de latence. La perte de sensibilité due au vieillissement et la diminution de la vitesse de conduction nerveuse pourraient être les causes de ces différences retrouvées entre les deux groupes d'âge. Malgré ces différences, le premier pas de correction des personnes âgées était semblable à celui des jeunes adultes. Toutefois, le recours à des pas multiples (deux pas et plus) était deux fois plus fréquent chez ces dernières que chez les jeunes adultes. Les participants âgés exécutaient fréquemment jusqu'à quatre à

cinq pas de correction avant de regagner un état d'équilibre. Ces pas de correction étaient caractérisés par une composante latérale importante qui était rare chez les jeunes adultes. Les auteurs de cette étude expliquent ces derniers résultats par une faible capacité des personnes âgées à contrôler leur stabilité médiolatérale suite au premier pas de correction. Ces dernières exécutent alors une série de petits pas latéraux pour mieux se stabiliser. En effectuant plusieurs petits pas latéraux, elles écourtent le temps passé en appui sur une seule jambe et augmentent les opportunités de rétablir l'équilibre en déposant régulièrement au sol la jambe en déplacement. Ainsi, les aînés choisissent un type de pas de correction qui leur assure un maximum de stabilité posturale.

En résumé, les travaux de Manchester et al. (1989), de McIlroy et Maki (1996) et de Woollacott et al. (1986) suggèrent que les personnes âgées préconisent des stratégies compensatrices aux perturbations posturales différentes de celles des jeunes adultes. À cause de limites neurophysiologiques, les personnes âgées adopteraient davantage la stratégie de la hanche à celle de la cheville et leur stratégie de pas de correction se caractériserait par de multiples petits pas.

4.2.3 Caractéristiques des réponses musculaires

Suite à un mouvement de translation ou de rotation de la surface de support, si la force de réaction inertielle et les propriétés viscoélastiques des tissus mous ne suffisent pas pour freiner l'oscillation corporelle induite par la perturbation, des réponses réflexes au niveau des muscles étirés par la perturbation autour des chevilles (Allum, 1983; Nashner, 1976;) et de leurs antagonistes (Allum et Büdingen, 1979)

sont déclenchées. Ces réponses sont dites réflexes ou automatiques car leur latence est inférieure à celle de réponses volontaires (Nashner et Cordo, 1981) et, contrairement à ces dernières, elles sont invariables en fonction de la pratique (Diener, Dichgans, Bootz, et Bacher, 1984). De plus, elles sont déclenchées selon un patron d'activation qui suit une séquence stéréotypée. La première réponse musculaire amorcée, dans les 40 à 60 ms qui suivent la perturbation, est le réflexe d'étirement (monosynaptique) ou de courte latence (Allum et Büdingen, 1979; Diener, Dichgans, Bootz et al., 1984; Keshner, Woollacott, et Debu, 1988; Nardone, Corra, et Schieppati, 1990). La seconde réponse musculaire amorcée, à l'intérieur d'un intervalle de 80 à 120 ms, est le réflexe fonctionnel d'étirement (polysynaptique) ou de latence moyenne (Diener, Dichgans, Bootz et al., 1984; Keshner et al., 1988; Nardone et al., 1990; Nashner, 1976; Woollacott, von Hosten, et Rösblad, 1988). La troisième et dernière réponse à prendre place (latence de 140 à 210 ms) est la réponse antagoniste ou de longue latence (Diener, Dichgans, Bootz et al., 1984; Nardone et al., 1990; Nardone, Siliotto, Grasso, et Schieppati, 1995).

L'activation musculaire réflexe consécutive à une perturbation posturale ne se localise pas seulement aux muscles qui sont directement étirés par le mouvement de la base de support. Au contraire, une activation musculaire est aussi déclenchée très rapidement aux niveaux des muscles du haut du tronc et du cou afin de stabiliser la tête (Keshner et al., 1988; Woollacott et al., 1988). La synchronisation spatio-temporelle entre les groupes musculaires recrutés est programmée au niveau central selon un patron d'activation spécifique aux caractéristiques de la perturbation (Diener, Dichgans, Bootz et al., 1984; Keshner et al., 1988; Nashner, 1976) et selon la stratégie posturale sélectionnée pour regagner l'équilibre.

4.2.4 Les effets du vieillissement sur les réponses musculaires réflexes

Le temps d'activation musculaire des réponses réflexes déclenchées suite à une perturbation posturale est altéré par les processus du vieillissement. Dans les travaux de Stelmach, Phillips et al. (1989) et de Woollacott et al. (1986), la latence des réponses musculaires antagonistes (ou de longue latence) des participants âgés était significativement plus longue que celle des jeunes adultes. De plus, cette différence était encore plus marquée pour les muscles distaux (le tibial antérieur et le gastrocnémien) que pour les muscles proximaux (le quadriceps et les ischio-jambiers). Ces résultats ont été corroborés par d'autres groupes de recherche. Par exemple, Nardone et al. (1995) ont obtenu des résultats similaires en analysant le temps de latence de muscles distaux, le tibial antérieur et le soléaire, de 75 participants hommes et femmes âgés de 15 à 79 ans. Ils ont noté que le temps d'activation de ces muscles augmentait de façon significative avec l'âge, et ce, surtout chez les participants de plus de 50 ans. Ils ont aussi rapporté que l'ampleur des changements associés à la sénescence varie en fonction du type de réponses musculaires réflexes. Les effets les plus marqués ont été observés pour le réflexe fonctionnel d'étirement et sa réponse antagoniste alors que les réponses agonistes de courte latence étaient beaucoup moins affectées. À la lumière de ces résultats, Nardone et al. (1995) proposent que l'amorce tardive du réflexe fonctionnel d'étirement et de la réponse antagoniste chez les âgés est causée par une diminution de la vitesse de conduction périphérique ou par une augmentation des temps de transmission synaptique au niveau du système nerveux central. Il faut cependant noter que certains chercheurs n'ont pas observé de latence

des réponses réflexes significativement différente entre les aînés et les jeunes adultes (Manchester et al. 1989; Stelmach, Teasdale et al., 1989). Cette divergence entre les études pourrait être causée par des vitesses de perturbation différentes dans ces deux études.

L'amplitude des réponses réflexes a aussi été évaluée afin de déterminer si ce paramètre change avec l'âge. Nardone et al. (1995) ont évalué l'aire sous la courbe des signaux d'électromyographie en fonction du temps. Ils ont rapporté que l'amplitude des réponses musculaires des personnes âgées tendait à être plus grande que celle des jeunes, ce qui serait attribuable au fait que les réponses de ces dernières se caractérisaient par une longue durée d'activation. Selon eux, cette augmentation de la durée de l'activation musculaire serait compensatoire au long délai d'amorce caractérisant les réponses des personnes âgées.

En ce qui concerne les caractéristiques spatio-temporelles des réponses musculaires, Stelmach, Phillips et al. (1989) ont rapporté que le patron d'activation des muscles distaux des aînés se distinguait de celui des jeunes adultes par une séquence d'activation moins stéréotypée. En comparant les temps de latence des muscles de chacun des membres inférieurs, ils ont aussi noté que l'activité musculaire des participants âgés est marquée par une faible synchronisation musculaire bilatérale comparativement aux jeunes adultes. De plus, Manchester et al. (1989) ont noté qu'il y avait plus de co-contraction musculaire chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes. Ceci suggère que le recrutement musculaire des aînés est inefficace puisque ces derniers sollicitent davantage que nécessaire les groupes musculaires antagonistes pour rétablir l'équilibre.

Dans cette dernière section, il a été démontré que les réponses musculaires aux perturbations posturales sont modifiées par les processus normaux liés au vieillissement. En bref, avec l'avancement en âge, le délai d'amorce de ces réponses augmente, la séquence temporelle d'activation devient plus variable, la coordination entre les groupes musculaires synergiques et bilatéraux diminue et, enfin, le niveau d'activation est moins adapté à l'ampleur de la perturbation. D'un point de vue fonctionnel, ces changements neuromusculaires peuvent affecter la capacité des personnes âgées à freiner l'oscillation posturale induite par la perturbation provoquant ainsi de grandes amplitudes d'oscillation posturale (Stelmach, Phillips et al., 1989). À cet effet, certains chercheurs ont constaté que l'amplitude (Era et Heikkinen, 1985; Stelmach, Phillips et al., 1989) et la fréquence (Gu et al., 1996) du balancement corporel induit par la perturbation augmentaient significativement avec l'âge.

4.2.5 Les effets du vieillissement sur la cinétique du corps et la cinématique des segments corporels

Peu de chercheurs ont utilisé une analyse cinétique (ou dynamique) du corps et une analyse cinématique des divers segments corporels pour comparer les réactions posturales des personnes âgées à celles des jeunes adultes dans un contexte de perturbation. Alexander et al. (1992) ainsi que Gu et al. (1996) ont réalisé ces analyses pour évaluer les réponses de correction de personnes âgées et de jeunes adultes sous deux conditions de perturbation : une condition pour laquelle la surface de support était de dimension normale (surface d'une plate-forme de force) et une autre pour laquelle cette surface était réduite (poutre de 11 cm de largeur). Alexander et al. (1992) ont observé que la séquence d'amorce des mouvements segmentaires induits

par la perturbation (translation de la surface de support) était similaire pour les deux groupes de participants. Les premières rotations avaient lieu au niveau des chevilles, suivi des genoux et enfin, des hanches (patron ascendant). Ils ont aussi rapporté que, comparativement aux jeunes adultes, l'amplitude angulaire maximale tendait à être plus grande chez les personnes âgées. Dans le même sens, Gu et al. (1992) ont observé que les personnes âgées ont tendance à moins freiner le momentum angulaire induit par la perturbation que les jeunes adultes. Il semble donc que les aînés soient plus lents que les jeunes adultes pour contrer un déséquilibre. De plus, Alexander et al. (1992) ont observé des amplitudes angulaires segmentaires plus importantes au niveau du tronc, et ce, surtout pour les participants âgés. De leur côté, Gu et al. (1996) ont noté, principalement dans le cas des aînés, un moment articulaire prédominant aux hanches. Ces dernières évidences expérimentales corroborent les résultats présentés précédemment qui indiquaient que les personnes âgées semblent préconiser la stratégie de la hanche pour se stabiliser suite à une perturbation posturale. Enfin, Alexander et al. (1992) et Gu et al. (1996) rapportent que les différences observées entre ces deux groupes d'âge étaient accentuées pour la condition d'équilibre sur une surface de support étroite.

En résumé, il est clair que les réponses de correction des personnes âgées sont moins efficaces que celles des jeunes adultes. En effet, les réponses des personnes âgées se distinguent par un déclenchement tardif des réponses musculaires réflexes, une séquence d'activation musculaire variable, une faible coordination entre les groupes musculaires synergiques et une asymétrie bilatérale dans le patron d'activation musculaire. Il en résulte que les aînés contrôlent et freinent difficilement le déplacement de leur CdeM et, par conséquent, l'amplitude de leur oscillation

posturale est plus grande que celle des jeunes adultes. Les problèmes des aînés à contrer un déséquilibre postural seraient attribuables aux changements neurophysiologiques liés au vieillissement qui affectent la fonction d'équilibration.

4.3 Limites de ces études

Jusqu'à présent, les réactions posturales des personnes âgées ont été étudiées lors de conditions de perturbation qui ne tiennent pas compte des réalités quotidiennes. Afin d'expliquer les difficultés rencontrées par les personnes âgées à rétablir équilibre, leur comportement postural doit aussi être étudié dans des conditions similaires à celles de la vie quotidienne.

Les perturbations naturelles se produisent occasionnellement et inopinément, alors que dans les protocoles expérimentaux présentés ci-haut, l'équilibre des participants est perturbé à répétition, soit à tous les essais ou de façon successive à l'intérieur d'un bloc d'essais. Sous ces conditions expérimentales, les participants peuvent se familiariser avec la perturbation et, alors, les effets posturaux qui en découlent peuvent être atténués. À cet effet, Wu (1998) a démontré que les amplitudes du déplacement, de la vitesse et de l'accélération des corrections de divers segments corporels diminuaient lorsque les participants subissaient une même perturbation à répétition. Woollacott et al. (1988) ont observé une diminution des amplitudes et une augmentation des temps de latence des muscles antagonistes (à ceux étirés par la perturbation) et des muscles du cou au cours d'une séance expérimentale de 16 essais perturbés. Enfin, Maki et Whitelaw (1993) et McIlroy et Maki (1995) ont rapporté une diminution de l'occurrence des pas de correction à l'intérieur d'une séance

expérimentale, même si la direction des perturbations variait selon les essais. Ces derniers ont aussi observé une réduction de la longueur des foulées lorsque les participants exécutaient des pas de correction. Ces résultats suggèrent que des adaptations posturales prennent place lorsque les perturbations sont présentées à haute fréquence. Dans un tel contexte, les effets posturaux observés peuvent être réduits comparativement aux conséquences posturales de perturbations sporadiques comme c'est le cas en situation naturelle.

Dans le but d'étudier les réactions posturales des personnes âgées à une perturbation sporadique, une faible proportion d'essais perturbés a été utilisée dans le présent mémoire. Ce ratio était de 17% (huit essais perturbés sur 46) ce qui s'approche de la limite de 15% proposée par Abbs, Gracco, et Cole (1984). De plus, une analyse a été effectuée sur les résultats obtenus au premier essai perturbé afin de déterminer les réactions posturales des participants alors qu'ils n'étaient pas familiers avec la perturbation étudiée.

Les perturbations survenant en milieu naturel se produisent souvent alors que nous sommes occupés par l'accomplissement d'une tâche cognitive ou encore d'un mouvement volontaire. Cependant, peu de chercheurs ont étudié les effets des perturbations posturales dans un tel contexte. De fait, seulement Brown et al. (1999) et Rankin et al. (2000) ont mené des études dans lesquelles les participants étaient déstabilisés alors qu'ils effectuaient une tâche cognitive secondaire. Dans ces études, l'attention n'était pas canalisée uniquement par le contrôle de la stabilité posturale, mais aussi par l'exécution de la seconde tâche. Il est possible que les effets d'une perturbation soient alors plus aigus que dans les contextes de perturbation décrits ci-

haut, et ce, plus particulièrement chez les personnes âgées. Cette question est abordée dans la section qui suit portant sur l'attention requise par le contrôle postural.

5. L'attention et le contrôle postural

Le rôle de l'attention dans le contrôle postural a été étudié à l'aide d'un paradigme de double tâche. Cette approche expérimentale est couramment employée pour déterminer si une tâche quelconque, dite primaire, requiert de l'attention (Abernethy, 1988; Schmidt et Lee, 1999). Trois prémisses sont à la base de cette méthode. Premièrement, l'attention est considérée comme ayant une capacité limitée. Deuxièmement, effectuer une tâche primaire qui requiert de l'attention mobilise une portion de cette capacité. Troisièmement, dans une situation où cette même tâche est exécutée en concomitance avec une tâche secondaire (nécessitant aussi une portion de cette capacité), la performance à une de ces deux tâches se détériore, si leur traitement combiné excède la capacité d'attention de l'exécutant. Selon cette approche, le niveau d'attention requis pour effectuer une tâche est alors évalué en terme d'interférence entre les tâches primaire et secondaire.

À l'aide de cette démarche expérimentale, plusieurs auteurs ont évalué si le contrôle de l'équilibre orthostatique (se tenir debout) interagit avec l'exécution d'une tâche cognitive. Par exemple, Lajoie et al. (1993) et Marsh et Geel (2000) ont demandé à de jeunes adultes de répondre verbalement au son d'un timbre sonore (tâche de temps de réaction) alors qu'ils étaient assis ou qu'ils se tenaient debout. Le temps de réaction au timbre sonore était plus long lors de la condition debout que lors de la condition assise. Puisque la performance à la tâche de temps de réaction a été diminuée par le contrôle de l'équilibre debout, il appert que les micro-ajustements

posturaux inhérents à l'équilibre orthostatique requièrent de l'attention. Comme le vieillissement affecte la fonction d'équilibration (Maki et McIlroy, 1996; Stelmach et Worringham, 1985), il est possible que la « quantité » d'attention que requiert le contrôle de l'équilibre postural en position debout augmente avec l'avancement en âge.

5.1 Les effets du vieillissement sur l'attention et le contrôle postural

Plusieurs études ont été menées afin de déterminer si l'attention nécessaire au contrôle postural variait en fonction de l'âge. Dans l'étude de Shumway-Cook et al. (1997), l'influence de deux tâches cognitives (compléter des phrases et coupler des traits de même orientation) sur le contrôle postural a été étudiée auprès de jeunes adultes et de personnes âgées. Pour ce faire, ces auteures ont comparé la stabilité posturale des participants en condition d'équilibre orthostatique (condition contrôle) avec celle obtenue alors que les participants effectuaient une des deux tâches cognitives tout en maintenant leur équilibre debout (condition de double tâche). La stabilité posturale des participants était évaluée à partir de la distance parcourue par le centre de pression (CdeP), qui correspond au centre de distribution de la sommation des forces appliquées sur la surface de support. L'exécution des deux tâches cognitives provoquait une augmentation significative de la distance parcourue par le CdeP par rapport à la condition contrôle, et cela, chez l'ensemble des participants. Cette augmentation était cependant plus marquée chez les aînés que chez les jeunes adultes. Ces résultats démontrent que la stabilité posturale des personnes âgées est plus affectée que celle des jeunes adultes par l'exécution des tâches cognitives, indiquant ainsi que le contrôle de l'équilibre nécessite plus d'attention chez les aînés que chez

les jeunes adultes. March et Geel (2000) sont arrivés à la même conclusion. Ces derniers ont observé que le contrôle postural en condition d'équilibre orthostatique affectait davantage la performance de personnes âgées à une tâche de temps de réaction que celle de jeunes adultes.

Teasdale et al. (1993) ont voulu déterminer si le degré d'attention alloué au contrôle de la stabilité posturale variait en fonction de la complexité de la tâche d'équilibre et de l'âge. Ces auteurs ont évalué l'effet d'augmenter le niveau de difficulté à maintenir l'équilibre debout sur le temps de réaction à un timbre sonore chez des jeunes adultes et chez des personnes âgées. Le niveau de difficulté à maintenir l'équilibre debout était accentué en diminuant la dimension du polygone de sustentation (pieds espacés ou pieds collés) ou en réduisant les informations visuelles (yeux ouverts ou yeux fermés) ou proprioceptives (debout sur surface dure ou sur surface molle). Ces auteurs ont observé que la réduction du polygone de sustentation ou de l'information sensorielle provoquait une augmentation du temps de réaction au timbre sonore chez l'ensemble des participants. Ils ont aussi noté qu'en absence de vision, cette augmentation était plus marquée chez les participants âgés que chez les jeunes adultes. Ces résultats suggèrent que l'attention requise par le contrôle de la stabilité posturale augmente avec le niveau de difficulté de la tâche. Il semble aussi que le contrôle postural en absence de vision requiert plus d'attention chez les personnes âgées que chez les jeunes adultes.

Dans l'étude de Teasdale et al. (1993) décrite ci-haut, les effets de la réduction de l'information sensorielle sur le contrôle de la stabilité posturale en contexte de double tâche n'ont pas été déterminés. Seuls les effets obtenus sur la tâche de temps de

réaction ont été évalués. Shumway-Cook et Woollacott (2000) ont donc mené une étude pour déterminer comment la stabilité posturale des jeunes adultes et des personnes âgées était affectée dans un contexte de double tâche et d'informations sensorielles réduites (visuelle ou proprioceptive). La tâche cognitive utilisée était une tâche de temps de réaction au choix pour laquelle les participants devaient discriminer deux intensités d'un timbre sonore. L'information proprioceptive était altérée par une rotation (dans le plan sagittal) de la surface de support proportionnelle (en amplitude et en fréquence) au changement angulaire aux chevilles induit par l'oscillation posturale des participants de sorte à diminuer la perception de ce changement angulaire. Ces auteures ont observé que l'exécution de la tâche de temps de réaction alors que les informations visuelle et proprioceptive étaient réduites engendrait une augmentation de l'oscillation posturale des personnes âgées, mais pas des jeunes adultes.

Pour terminer, l'objectif des travaux de Brown et al. (1999) et Rankin et al. (2000) était de déterminer si les réponses de correction des personnes âgées et des jeunes adultes à une perturbation posturale étaient modifiées dans un contexte de double tâche. Dans ces études, l'équilibre orthostatique des participants était perturbé par un mouvement de translation dans le plan sagittal de la base de support (vitesse de 20 à 70°/s). Pour la moitié des essais, les participants devaient effectuer une tâche arithmétique alors que leur équilibre était perturbé. Brown et al. (1999) ont observé qu'en réponse aux perturbations, les personnes âgées utilisaient davantage la stratégie du pas de correction comparativement aux jeunes adultes, qui, eux, préconisaient la stratégie de la hanche. L'ajout de la tâche cognitive n'influçait pas le choix de la stratégie posturale utilisée par les participants. Toutefois, dans le contexte de double

tâche, les personnes âgées amorçaient leurs pas de correction plus rapidement (suite à un plus faible déplacement du CdeM) suite aux perturbations que lors des essais sans tâche cognitive. De plus, Rankin et al. (2000) ont noté que le contexte de double tâche provoquait une diminution de l'amplitude du réflexe fonctionnel d'étirement et des réponses antagonistes du tibial antérieur et du gastrocnémien en réponse aux perturbations. La diminution de l'amplitude de ces réponses musculaires était plus marquée chez les aînés que chez les jeunes adultes.

En somme, les travaux portant sur le contrôle de la stabilité posturale dans un contexte de double tâche démontrent que se tenir debout en équilibre requiert de l'attention, et ce, particulièrement chez les personnes âgées. À cet effet, Teasdale et al. (1993) proposent que l'attention que requiert le contrôle postural augmente avec l'âge puisque la perte de sensibilité liée au vieillissement augmenterait la complexité de l'intégration de l'information sensorielle. De plus, les travaux de Brown et al. (1999) et Rankin et al. (2000) ont montré que les réponses de correction des personnes âgées aux perturbations posturales sont plus affectées par l'exécution d'une tâche cognitive que celles des jeunes adultes. Ceci suggère que les personnes âgées sont plus sujettes aux chutes que les jeunes adultes dans les situations journalières où leur équilibre est perturbé inopinément alors que leur attention est détournée par un stimulus quelconque (ex : le son d'un véhicule qui klaxonne, le changement de couleur d'un feu de circulation) ou par l'exécution d'une tâche cognitive secondaire (ex : lire un journal). Cependant, il appert qu'aucune étude n'a été menée pour déterminer comment une tâche motrice secondaire affecte la capacité des personnes âgées à rétablir leur équilibre suite à une perturbation posturale. Pour répondre à cette question, une tâche de pointage manuel a été utilisée dans le présent mémoire.

6. Contrôle postural et activité physique

Afin de trouver des moyens d'améliorer le contrôle de l'équilibre chez les personnes âgées, voire même de diminuer l'incidence de chutes, des études ont été effectuées afin de déterminer si la pratique d'activité physique pouvait préserver ou avoir des effets positifs sur les mécanismes impliqués dans le contrôle de l'équilibre postural. Par exemple, Perrin, Gauchard, Perrot et Jeandel (1999) ont mené une étude pour déterminer si l'équilibre postural des personnes âgées variait en fonction de leurs habitudes de vie relatives à la pratique d'activités physiques et sportives. Cette étude comprenait quatre groupes de personnes âgées. Les deux premiers groupes étaient formés d'aînés ayant pratiqué de l'activité physique sur une base régulière tout au long de leur vie (groupe actif) ou depuis leur retraite (groupe inactif devenu actif). Les deux derniers groupes étaient formés de personnes âgées qui n'avaient pas pratiqué d'activités physiques depuis 30 ans (groupe actif devenu inactif) ou qui en n'avaient jamais pratiquées (groupe totalement inactif). Le niveau d'équilibre orthostatique (mesure de l'amplitude et de la surface d'oscillation posturale lors du maintien en équilibre debout) de ces participants ainsi que leur capacité à contrôler leur stabilité posturale lors d'une perturbation rapide (rotation de la surface de support à 50°/s) ou lors d'une oscillation à basse fréquence (0,5 Hz) de la surface de support ont été évalués. Pour déterminer l'efficacité des réponses de correction des participants lors de la condition de perturbation rapide, l'amplitude et la latence des réponses réflexes du tibial antérieur et du gastrocnémien ont été analysées. Lors de la condition de perturbation à basse fréquence, la stabilité posturale des participants était évaluée en fonction du niveau de synchronisme entre l'oscillation posturale de ces derniers et

l'oscillation de la surface de support. Les résultats obtenus de l'ensemble des variables étudiées montrent que le comportement postural des aînés du groupe actif et du groupe inactif devenu actif était similaire et plus efficace que celui des aînés du groupe actif devenu inactif. De plus, comparativement à ces trois groupes, le niveau de contrôle postural était moindre chez les aînés du groupe totalement inactif.

À la lumière des travaux de Perrin et al. (1993), il apparaît que la pratique d'activités physiques sur une base régulière permet aux personnes âgées de conserver ou d'acquérir un meilleur équilibre que si elles ne pratiquaient pas d'activités physiques. Selon Perrin et al. (1999), la pratique d'activités physiques chez les personnes âgées augmente la sensibilité et l'efficacité de l'utilisation de l'information proprioceptive ainsi que l'efficacité des fonctions neuromusculaires sollicitées dans le contrôle postural.

De plus, plusieurs études ont été menées afin de déterminer si un programme d'entraînement pouvait améliorer l'équilibre postural de personnes âgées pratiquant peu ou pas d'activités physiques. Ces études comprennent généralement deux groupes de personnes âgées: un groupe entraîné et un groupe contrôle. Le comportement postural des participants des deux groupes étudiés est évalué à deux reprises, soit avant et après l'entraînement. En utilisant cette démarche expérimentale, plusieurs auteurs ont observé des effets positifs d'un programme d'entraînement sur le comportement postural des personnes âgées (Lord et al., 1993; Lord et Castell, 1994; Lord et al., 1996; Rooks, Kiel, Parsons, et Hayes, 1997; Shumway-Cook, Gruber, Baldwin, et Liao, 1997). En effet, une diminution significative de l'oscillation posturale, lors du maintien en équilibre debout sous des conditions sensorielles réduites (yeux fermés ou

pieds posés sur une surface molle), ainsi qu'une augmentation significative de la force musculaire (des fléchisseurs dorsaux à la cheville, des extenseurs du genou, des fléchisseurs et des extenseurs de la hanche) ont été observées chez des personnes âgées entraînées (Lord et al., 1993; Lord et Castell, 1994; Lord et al., 1996). Ces dernières avaient participé à un programme d'entraînement axé sur l'amélioration de l'équilibre, de la flexibilité et du renforcement des principaux groupes musculaires du tronc et des membres inférieurs. La fréquence d'entraînement était de deux fois par semaine et la durée du protocole s'étalait sur une période de 10 semaines (Lord et Castell, 1994) ou de 12 mois (Lord et al., 1993; Lord et al., 1996).

Dans le même sens, Shumway-Cook et al. (1997) ont noté une amélioration de la mobilité fonctionnelle (évaluée à l'aide du test de Berg et du test de Tinetti) ainsi qu'une augmentation de la vitesse de marche (test sur trois minutes) chez des personnes âgées qui ont participé à un programme d'entraînement personnalisé et axé sur le contrôle postural. Chaque participant avait suivi un programme d'entraînement de 10 semaines (5 à 7 fois semaines) adapté en fonction des difficultés individuelles dépistées suite à une évaluation clinique. Les programmes d'entraînement comportaient une variété d'exercices d'équilibre et de marche conçus pour améliorer, entre autres, l'intégration sensorielle, la coordination motrice, l'alignement corporel et le contrôle de la stabilité lors de l'exécution de mouvements volontaires.

Enfin, Rooks et al. (1997) ont étudié les effets de deux programmes d'entraînement (un axé sur la marche et l'autre axé sur le renforcement musculaire) sur le contrôle postural. Ces programmes s'étalaient sur une période de 10 mois. Rooks et al. (1997) ont noté une amélioration de la capacité à se maintenir en équilibre

debout sur une jambe et en équilibre debout les pieds en position « tandem » chez les personnes âgées qui ont participé à l'un ou l'autre des deux programmes comparativement à des aînés qui n'ont pas suivi de programme d'entraînement. Ces auteurs ont aussi observé que les personnes âgées ayant participé au programme de renforcement musculaire augmentaient leur habilité à marcher en tandem par rapport aux autres participants.

On constate qu'il est difficile de comparer les programmes d'entraînement utilisés dans les études rapportées ci-haut puisque les auteurs ont utilisé des protocoles d'entraînement diversifiés. Selon les résultats obtenus, il appert qu'un entraînement physique spécifique (axé sur l'équilibre) ou plus général (de marche ou de renforcement musculaire) peut apporter des bienfaits sur la mobilité fonctionnelle et le contrôle postural des personnes âgées en condition d'équilibre non-perturbée (le contrôle postural continu).

Or, dans cette recension des écrits, il a été démontré que les perturbations posturales, dans un contexte de double tâche, ont un impact important sur l'équilibre des personnes âgées. Il semble cependant qu'aucune étude n'ait été réalisée afin de déterminer si un programme d'entraînement permettait à ces dernières de répondre avec une plus grande efficacité dans un tel contexte. De ce fait, les effets d'un programme d'entraînement ont été évalués à l'aide d'un paradigme de perturbation et de double tâche dans le présent mémoire.

Le *Programme Intégré d'Équilibre Dynamique* (P.I.E.D.), mis au point par la Régie régionale de la santé et des services sociaux de Montréal-Centre a été consulté

pour l'élaboration du programme d'entraînement. Le programme P.I.E.D. est spécifique à l'entraînement de l'équilibre statique et dynamique. Il s'étend sur une période de 12 semaines. Ces effets sur l'équilibre et la mobilité fonctionnelle des personnes âgées ont été évalués, à l'automne 1996, auprès de 50 aînés âgés entre 60 et 75 ans. Les participants qui ont pris part à l'étude étaient autonomes et vivaient à domicile. Les résultats obtenus montrent que la mobilité fonctionnelle (évaluée par le test de Berg et le *Functional Reach*) des participants au programme d'entraînement s'est améliorée comparativement aux participants non entraînés.

MÉTHODOLOGIE

1. Les participants

Au total, 61 participants se sont portés volontaires pour prendre part à cette étude. Parmi-eux, 14 étaient de jeunes adultes âgés entre 18 et 31 ans et 47 étaient des personnes âgées dont l'âge variait entre 62 et 91 ans. Les personnes âgées étaient autonomes et vivaient à domicile.

Avant le début de l'étude, tous les participants ont assisté à une rencontre d'information. Ils y ont signé un formulaire de consentement et ont complété deux questionnaires, l'un médical et l'autre portant sur leurs habitudes d'activité physique. Le questionnaire médical permettait de déterminer si les candidats répondaient aux critères d'admissibilité tandis que celui portant sur les habitudes d'activité physique servait à répartir les personnes âgées dans les différents groupes en fonction de leur niveau d'exercice hebdomadaire. Le formulaire de consentement et les questionnaires (voir en annexe) ont été préalablement approuvés par le comité interdisciplinaire d'éthique des sciences de la santé de l'Université de Montréal.

1.1 Critères d'admissibilité

Les candidats devaient répondre à certains critères de sélection. Ils ne devaient pas prendre plus de quatre sortes de médicament (pouvant affecter l'équilibre) et devaient être en mesure de se tenir debout pendant au moins dix minutes (temps nécessaire pour réaliser la tâche expérimentale). De plus, ils ne devaient pas souffrir de déficience neurologique (Alzheimer, Parkinson, sclérose en plaques, AVC [accident vasculaire cérébral], neuropathie périphérique) ou orthopédique (fracture récente, port d'une prothèse, déviation vertébrale) aux niveaux du tronc et des

membres inférieurs, ni avoir de problèmes vestibulaires (labyrinthite, syndrome de Ménière). Ces critères d'admissibilité avaient pour objectif de s'assurer que les participants avaient les capacités physiques requises pour effectuer la tâche expérimentale.

1.2 Groupes étudiés

Les participants ont été répartis selon quatre groupes : un groupe de jeunes adultes et trois groupes de personnes âgées. Le groupe de jeunes adultes (JA) était formé de participants ne suivant pas de programme d'entraînement à des fins compétitives (régime d'entraînement modeste : 2 fois par semaine ou moins). Les groupes de personnes âgées ont été formés en fonction du niveau d'activité physique des participants, qui était établi selon la fréquence d'exercice hebdomadaire au sein d'un groupe supervisé (cours de danse, cours d'aquaforme, groupe de conditionnement physique, etc.) et selon la durée de ces séances d'activité. Parmi les activités physiques pratiquées, les marches quotidiennes n'ont pas été tenues en compte puisqu'il était trop difficile d'en évaluer la fréquence, la durée et l'intensité, à moins que cette activité ait été pratiquée de façon organisée (ex : groupe de marche) .

Le premier groupe de personnes âgées (le groupe contrôle) était constitué de personnes sédentaires (AS) ne pratiquant pas d'activités physiques ou en pratiquant à basse fréquence : 1 fois par semaine en moyenne (temps d'exercice physique hebdomadaire < 60 minutes). La majorité des participants formant ce groupe ont été recrutés au centre communautaire des aînés de Côte-des-Neiges. Le second groupe de personnes âgées (le groupe expérimental) était composé de participants satisfaisant

aux mêmes critères que ceux du groupe contrôle. Ils ont été recrutés au centre communautaire *Projet Changement* et ils se sont portés volontaires pour participer au programme d'entraînement donné dans le cadre de cette étude (groupe de personnes âgées sédentaires entraînées [AE]). Le troisième groupe d'ânés était formé de personnes âgées actives (AA). Ces dernières étaient physiquement actives au sein de groupes de conditionnement physique supervisés depuis au moins deux ans et à une fréquence minimale de 2 fois par semaine (temps d'exercice hebdomadaire > 120 minutes). Les caractéristiques démographiques des groupes initialement formés sont présentées au tableau I ci-dessous.

Tableau I. Les caractéristiques démographiques des groupes initialement formés

Caractéristiques	Jeunes adultes (JA)	Personnes âgées sédentaires (AS)	Personnes âgées sédentaires entraînées (AE)	Personnes âgées actives (AA)
n (initial)	14	14	16	17
Nombre d'hommes ^Ψ	2 (14%)	1 (7%)	1 (6%)	2 (12%)
Nombre de femmes ^Ψ	12 (86%)	13 (93%)	15 (94%)	15 (88%)
Âge moyen (année)	24,5 ± 4,3	70,6 ± 4,4	73,3 ± 7,8	68,4 ± 3,4
Taille moyenne (cm)	165,0 ± 6,3	155,9 ± 7,5	156,1 ± 5,4	159,2 ± 6,0
Poids moyen (kg)	58,8 ± 7,1	64,1 ± 8,7	59,1 ± 9,7	64,6 ± 8,4

^Ψ Les proportions d'hommes et de femmes par groupe sont inscrites entre parenthèses.

2. Protocole expérimental

2.1 Plan expérimental

Cette étude comprenait un programme d'entraînement et deux sessions d'évaluation de l'équilibre postural : un pré-test et un post-test. Le pré-test permettait d'évaluer le niveau d'équilibre initial de chaque participant et de déterminer s'il existait des différences intergroupes liées à l'âge et au niveau d'activité physique pratiqué. Le post-test était effectué afin d'évaluer les bénéfices à court terme du programme d'entraînement. Ce programme ainsi que les sessions d'évaluation de l'équilibre sont détaillés dans les deux prochaines sections.

2.2 Programme d'entraînement

Tous les participants du groupe de personnes âgées entraînées, soit 16 aînés, ont pris part au programme d'entraînement de l'équilibre postural. Ce programme s'étalait sur 13 semaines. Quatre séances d'entraînement par semaine d'une heure chacune ont été offertes au centre communautaire *Projet Changement*. Les participants devaient assister à au moins deux de ces séances. De plus, il leur était recommandé de participer à une autre activité physique organisée par le centre (ex : cours de Taï Chi, cours de danse ou groupe de marche) à raison d'une fois par semaine. Les séances d'entraînement étaient réalisées en groupe et étaient supervisées par une kinésologue. Chaque séance comprenait un échauffement et des mouvements d'étirement (20 minutes), une série d'exercices d'équilibre statico-dynamique et de proprioception (10 minutes), des éducatifs de marche (15 minutes) et des exercices de renforcement des muscles du tronc et des membres inférieurs (15 minutes).

Les exercices d'équilibre statico-dynamique et de proprioception consistaient à maintenir l'équilibre debout tout en effectuant des enchaînements de mouvements et en adoptant diverses postures. Pour varier le niveau de difficulté, différents placements des pieds (les pieds parallèles et rapprochés, les pieds en position tandem, un seul pied au sol, etc.) étaient utilisés modifiant ainsi les dimensions du polygone de sustentation. De plus, ces exercices étaient pratiqués sous plusieurs conditions sensorielles afin de stimuler les divers sens impliqués dans le contrôle de la stabilité posturale et, ainsi, d'apprendre aux participants à mieux contrôler leur équilibre lors du retrait ou de l'altération d'une source sensorielle pertinente. Les exercices de marche (ou d'équilibre dynamique) consistaient à se déplacer en expérimentant des pas variés, ce qui permettait de solliciter de façon spécifique des groupes musculaires peu impliqués lors de la marche « normale ». Quelques exemples d'exercices d'équilibre statico-dynamique et de marche sont présentés au tableau II (page 48).

Le travail en résistance musculaire était axé sur le renforcement des fléchisseurs plantaires et dorsaux aux chevilles, des extenseurs aux genoux, des extenseurs et fléchisseurs des hanches et, enfin, des abducteurs et les adducteurs aux hanches. Des rubans élastiques et des poids (de 0,45 kg) s'attachant aux chevilles ont été utilisés pour offrir une résistance variant ainsi l'intensité de l'effort. Le volume d'entraînement (le nombre de séries et de répétitions) augmentait graduellement au cours du programme et était adapté en fonction de la capacité des participants.

Tableau II. Exercices types d'une séance d'entraînement de l'équilibre postural

Types d'exercices	Spécifications
Exercices d'équilibre statico-dynamique et de proprioception	<ul style="list-style-type: none"> - Se tenir debout, les pieds rapprochés en balançant le corps selon l'axe antéropostérieur ou l'axe médiolatéral. - Se tenir debout, les pieds positionnés en tandem. - Se tenir debout en équilibre sur un pied. - En se tenant debout sur un pied, balancer la jambe libre dans différentes directions. - En se tenant debout sur un pied, effectuer des mouvements circulaires de la jambe libre. - En se tenant debout sur un pied, rouler une balle sous l'autre pied (pour stimuler les récepteurs cutanés). - Garder l'équilibre en se tenant debout sur une planche pouvant pivoter dans l'axe médiolatéral ou l'axe antéropostérieur (exercice qui demande de contrôler la répartition du poids corporel). <p><i>Variantes :</i></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Fermer les yeux (pour solliciter l'utilisation des informations proprioceptive et vestibulaire); 2. Incliner la tête vers la gauche ou vers la droite (pour perturber l'information vestibulaire); 3. Effectuer les exercices pieds nus sur une surface molle (1 ou 2 matelas de sol de camping), ce qui altère l'information proprioceptive. 4. Effectuer diverses manipulations avec des balles en pratiquant les exercices.
Exercices de marche ou d'équilibre dynamique	<ul style="list-style-type: none"> - Marcher vers l'avant en faisant des pas croisés. - Marcher de côté en faisant des pas chassés (mouvement qui sollicite les abducteurs et les adducteurs). - Marcher sur la pointe des pieds (pour renforcer les fléchisseurs plantaires). - Marcher sur une ligne les pieds en tandem. - Marcher en faisant de larges pas latéraux (mouvement qui sollicite les abducteurs et les adducteurs). - Marcher en élevant les genoux (pour renforcer le droit de la cuisse) - Marcher en contournant des cerceaux et des obstacles - Marcher sur les talons sur une surface molle (pour renforcer le tibial antérieur) <p><i>Variantes :</i></p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Varier la longueur ou la largeur des pas. 2. Varier la vitesse de marche. 3. Incliner la tête vers la gauche ou vers la droite. 4. Pratiquer les exercices de marche les pieds nus sur une surface molle (1 ou 2 matelas de sol de camping). 5. En effectuant diverses manipulations avec une balle.

2.3 Session d'évaluation de l'équilibre

Les deux sessions d'évaluation de l'équilibre étaient similaires. Les participants ont effectué la même tâche expérimentale et les mêmes mesures ont été relevées pour fin d'évaluation. La description de ces séances d'expérimentation est détaillée en cinq sous-sections intitulées : tâche et montage expérimental, déroulement des sessions d'évaluation de l'équilibre, mesures et instruments de mesure, traitement des données et, finalement, variables dépendantes étudiées.

2.3.1 Tâche et montage expérimental

Chaque participant réalisait un mouvement de pointage manuel vers une cible alors qu'il était debout sur une plate-forme dont la surface de support pouvait pivoter afin de perturber son équilibre. Les pieds étaient posés sur une plate-forme de force. Le participant effectuait le mouvement de pointage manuel à l'aide d'un stylet tenu dans sa main gauche (main non dominante). La cible à atteindre était située devant lui au centre d'une table de numérisation. Un harnais de sécurité servait à retenir le participant en cas de chute lors des perturbations. Le montage utilisé, pour effectuer cette tâche expérimentale, est illustré à la figure 1 (page 50). Chacune de ces composantes est détaillée dans les sous-sections qui suivent.

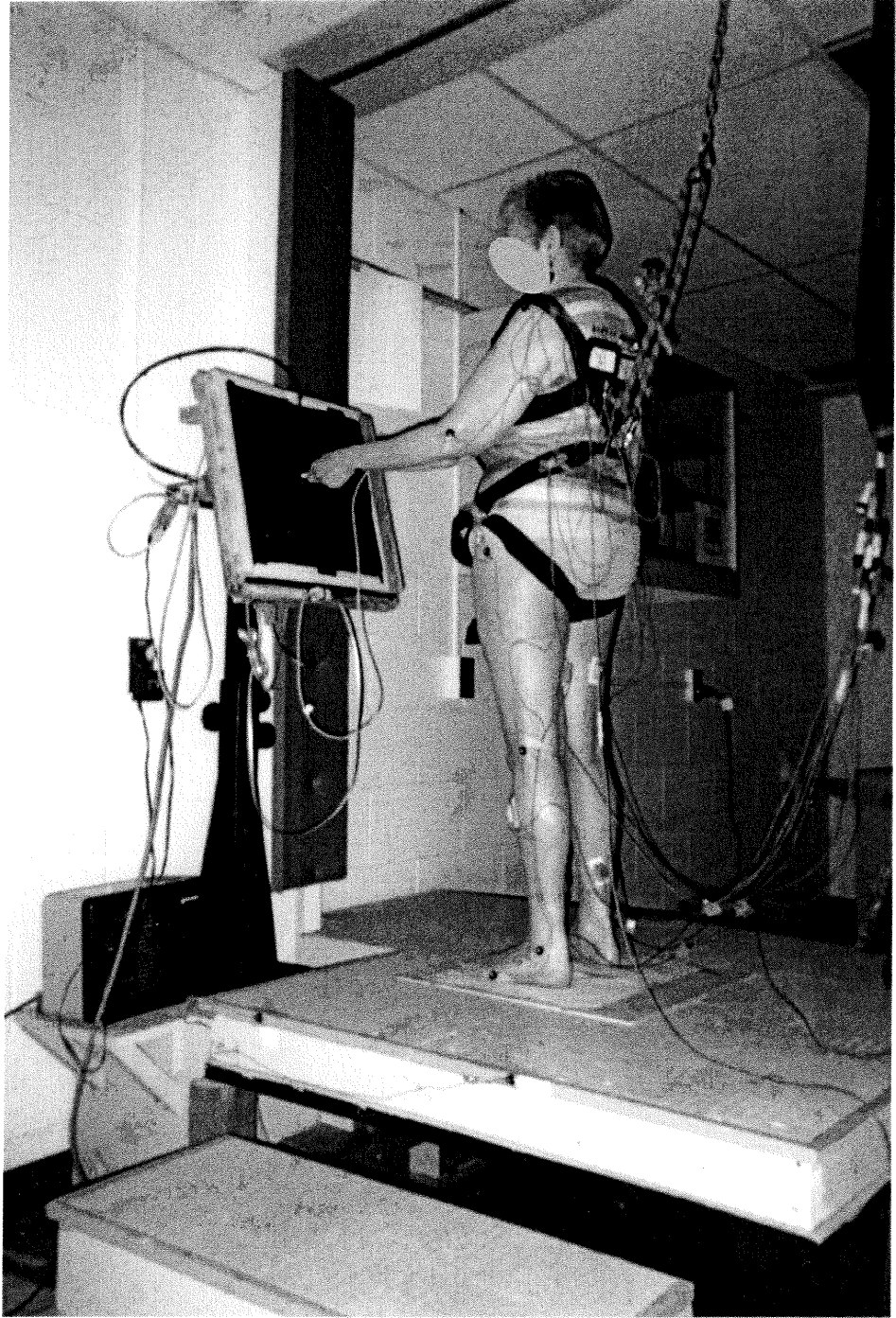


Figure 1. Photo du montage expérimental

A) La table de numérisation

La table de numérisation (41 cm x 41 cm) était placée en face du participant. Elle était appuyée contre un support fixé à une base en bois et était inclinée de 13.5° par rapport à la verticale. Cette surface était recouverte d'un plexiglas noir dont le centre était percé pour que la cible (0,2 cm x 0,2 cm), formée de trois fibres optiques terminées par des diodes rouges, puisse être vue par les participants. La cible était située à une hauteur de 94,5 cm de la surface de la plate-forme de force sur laquelle le participant se tenait debout et elle était alignée avec le bras gauche de ce dernier. La distance horizontale entre la cible et le centre de la plate-forme de force était de 50 cm.

B) La plate-forme de perturbation

La plate-forme de perturbation était constituée d'une surface de support assujettie à une base métallique, elle-même fixée à un système hydraulique. La surface de support était formée de la plate-forme de force encastrée dans un pourtour en bois (voir figure 2, page 52) qui laissait suffisamment d'espace au participant pour lui permettre de faire un pas dans toutes les directions possibles. Cette surface était surélevée de 49,1 cm par rapport au plancher et un escalier de deux marches permettait d'y accéder. La base métallique (110 cm x 110 cm), assujettie à la surface de support, était fixée à un système hydraulique à double piston contrôlé par quatre valves actionnées électriquement par un ordinateur. L'ordinateur contrôlait le déclenchement et la durée de l'ouverture de ces valves. Leur ouverture produisait la rotation de la base métallique selon l'axe antéropostérieur ou selon l'axe médiolatéral du participant, ce qui permettait d'abaisser deux des quatre côtés de la surface de

support¹. Un potentiomètre numérique fixé autour de chaque axe de rotation de la surface de support permettait de connaître la position angulaire de cette dernière avec une précision de $0,35^\circ$ tout au cours de l'expérimentation.

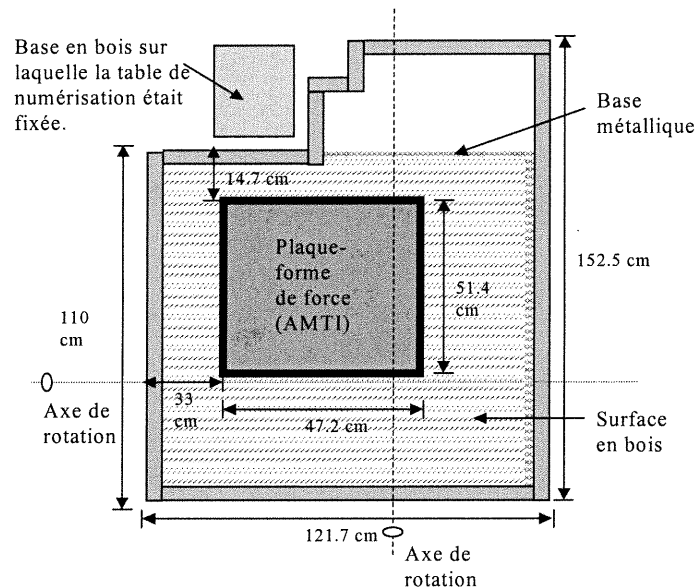


Figure 2. Vue dans le plan horizontal de la surface de support formée de la plate-forme de force encastrée dans la surface en bois

Afin de perturber l'équilibre du participant, la surface de support s'inclinait dans une de deux directions possibles : vers la gauche ou vers l'avant par rapport au participant. La perturbation vers la gauche était une perturbation de distraction, servant à diminuer la possibilité que le participant anticipe la perturbation et prépare une stratégie de correction posturale. Seuls les effets de la perturbation vers l'avant

¹ L'axe de rotation antéropostérieur passait derrière la plate-forme de force et l'axe de rotation médiolatéral passait sous la portion de droite de cette plate-forme (voir figure 2).

ont été étudiés. Cette perturbation était d'une amplitude moyenne de $5,7^\circ \pm 0,2^\circ$ et d'une vitesse moyenne de $22,7 \text{ }^\circ/\text{s} \pm 1,2 \text{ }^\circ/\text{s}^2$. La vitesse moyenne de la perturbation était contrôlée en maintenant constant le poids porté sur la surface de support quelle que soit la masse corporelle du participant. Lorsque nécessaire, la surface de support était lestée pour atteindre cet objectif. Un système amortisseur absorbait et freinait la rotation de la surface de support en fin de course afin que son déplacement angulaire soit constant.

C) Le système de sécurité

Un système de sécurité a été prévu pour empêcher le participant de chuter suite à une perturbation. Ce système comprenait un harnais d'escalade qui était ancré au plafond du laboratoire. Ce harnais mono pièce s'attachait aux niveaux des jambes et du tronc du participant. Il était relié au système d'ancrage à la hauteur du dos, ce qui permettait de retenir le participant en position verticale lors d'une perte d'équilibre. De plus, pour assurer un maximum de sécurité, un assistant de recherche demeurait près du participant tout au long de l'expérimentation.

2.3.2 Déroulement d'une session d'évaluation de l'équilibre

A) La préparation à l'expérimentation

La taille et la masse des participants étaient mesurées au début de chaque séance d'évaluation. La masse corporelle était utilisée pour des fins de calculs biomécaniques du CdeM et pour déterminer la masse à ajouter sur la surface de

² Ces valeurs ont été déterminées à partir d'une étude préliminaire effectuée auprès de deux personnes âgées. Cette perturbation était assez grande pour provoquer un déséquilibre postural, sans trop brusquer le participant.

support afin de contrôler la vitesse des perturbations. Ensuite, le participant devait répondre à un questionnaire sur son état de santé et sur ses habitudes d'activité physique hebdomadaires afin de prendre note de changements éventuels depuis la rencontre d'information. Suite à cette brève période de questions, le participant enfilait le harnais de sécurité et il était invité à monter sur la plate-forme où deux ajustements posturaux étaient effectués avant de commencer l'expérimentation. Le premier ajustement consistait à déterminer la distance séparant le participant de la cible, distance qui dépendait de la longueur de son bras. Lorsque le stylet tenu dans sa main gauche touchait la cible, l'angle entre son bras et son avant-bras devait être de 130° . On demandait au participant d'effectuer deux ou trois mouvements de pointage pour vérifier si cette distance lui convenait. Pour le deuxième ajustement, les pieds du participant devaient être placés selon un positionnement standardisé (McIlroy et Maki, 1997). La distance recherchée entre le centre des talons était de 17 cm. De plus, l'angle formé entre les deux droites passant par ces centres et ceux des gros orteils devait être de 14° (voir figure 3, page 55). Les pieds du participant étaient posés sur une feuille blanche recouvrant la plate-forme de force. Le contour de chaque pied était tracé, sur cette feuille, afin de s'assurer du même positionnement des pieds lors des deux sessions d'évaluation.

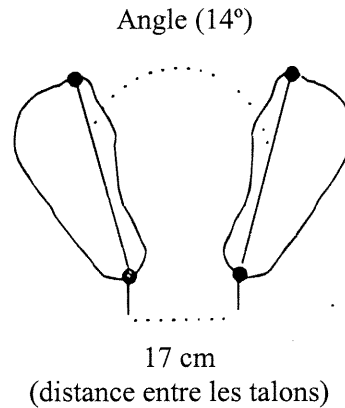


Figure 3. Positionnement des pieds des participants (figure adaptée de McIlroy et Maki, 1997)

B) L'expérimentation

Avant de débiter la tâche expérimentale, le participant était avisé que son équilibre pouvait être perturbé au cours de certains essais. Toutefois, il n'était pas informé du nombre de perturbations, de leur occurrence ou de leur direction et il ne subissait aucune perturbation avant le début de l'expérimentation. L'expérimentateur demandait au participant de se stabiliser le plus naturellement possible lors d'une perturbation tout en continuant d'effectuer la tâche de pointage manuel avec précision. Il lui était permis de bouger les pieds pour se stabiliser.

Pour débiter un essai, le participant adoptait une posture spécifique : il se tenait debout les pieds nus placés selon le positionnement standardisé, les bras le long du corps et les mains sur le devant des cuisses. Chaque essai était d'une durée de 9000 ms. Un essai débutait au signal «Préparez-vous, c'est commencé!» de l'expérimentateur et se terminait au moment où la cible s'éteignait. Trois intervalles étaient compris à l'intérieur d'un essai : un intervalle de posture, un intervalle préparatoire et un intervalle de pointage (voir figure 4, page 56). L'intervalle de posture était d'une durée fixe de 4500 ms et prenait fin au son d'un timbre sonore.

Durant cette période, le participant était en condition d'équilibre orthostatique. Il devait bouger le moins possible et regarder le centre de la table de numérisation. Le timbre sonore était un signal préparatoire indiquant au participant que la cible apparaîtrait sous peu. L'intervalle préparatoire, dont la durée variait selon les essais, débutait avec le signal préparatoire et se terminait lors de la présentation de la cible. Celle-ci était présentée aléatoirement, 500, 1000, ou 1500 ms après le signal préparatoire afin d'éviter que le participant anticipe son occurrence. L'intervalle de pointage débutait avec la présentation de la cible et se poursuivait jusqu'à la fin de l'essai.

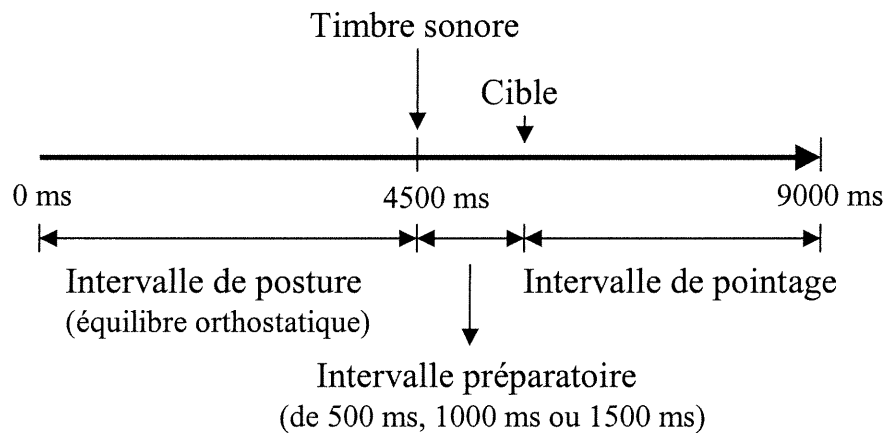


Figure 4. Déroulement d'un essai contrôlé (sans perturbation)

Durant un essai, le participant devait amorcer le mouvement de pointage seulement après l'apparition de la cible. Il devait pointer à tous les essais, perturbés ou non, avec la plus grande précision possible tout en atteignant la table de

numérisation à l'intérieur d'une plage de temps donnée. Le temps de réponse (temps de réaction + temps de mouvement) variait en fonction du groupe d'âge. Le temps demandé était de 1000 ± 150 ms pour le groupe de jeunes adultes et de 1200 ± 180 ms pour les trois groupes de personnes âgées. Ces plages de temps ont été déterminées lors d'une étude préliminaire³. Si le temps de réponse était en dehors de la plage de temps précisée, le participant était invité à pointer plus rapidement ou plus lentement, selon le cas. Dans l'éventualité où le temps de réponse était supérieur à 2500 ms, l'essai était recommencé. De plus, lorsque l'erreur de précision spatiale, en x (horizontal) ou en y (vertical), était supérieure à 8 mm, l'expérimentateur demandait au participant d'essayer d'être plus précis.

Lors d'une séance d'évaluation, le participant réalisait 46 essais, ce qui prenait en moyenne 20 minutes. Pour éviter que ce dernier ne se fatigue, une pause de cinq minutes était allouée après le 24^{ième} essai. Pendant cette pause, le participant était invité à s'asseoir.

C) Conditions expérimentales

Une session d'évaluation comprenait quatre conditions de perturbations : 2 directions x 2 instants. Les deux directions des perturbations étaient vers l'avant ou vers la gauche du participant. De plus, ces perturbations pouvaient se produire à deux moments durant un essai: lors de l'intervalle de posture, soit 3000 ms après le début d'un essai, ou lors du mouvement de pointage, soit 400 ms après l'apparition de la cible. Ce délai entre le moment d'apparition de la cible et l'occurrence de la

³ Dans cette étude, les temps de réponse de quatre jeunes adultes et de quatre personnes âgées ont été évalués. Il était demandé aux participants d'effectuer la tâche de pointage manuel à une vitesse naturelle.

perturbation était suffisamment long pour que tous les participants aient le temps d’amorcer leur mouvement de pointage de sorte que la perturbation se produise alors qu’ils étaient en cours d’exécution de ce mouvement.

Parmi les 46 essais, seulement huit (17%) étaient des essais avec perturbation. Il y avait six perturbations vers l’avant et deux vers la gauche. On comptait trois perturbations vers l’avant et une vers la gauche pour chaque moment de perturbation. Les différentes conditions expérimentales sont présentées au tableau III, ci-dessous.

Tableau III. Conditions expérimentales

Types d’essai	Nombre d’essais et types de perturbation
Essais contrôles (C) (sans perturbation)	38
Essais avec perturbation durant l’intervalle de posture (P)	3 essais – avec perturbation vers l’avant du participant 1 essai – avec perturbation vers la gauche du participant
Essais avec perturbation durant l’intervalle de pointage (PP)	3 essais – avec perturbation vers l’avant du participant 1 essai – avec perturbation vers la gauche du participant

*Les perturbations vers la gauche sont des perturbations de distraction, seules celles vers l’avant ont été analysées.

2.3.3 Mesures et instruments de mesure

Au cours de l’expérimentation, plusieurs paramètres ont été mesurés tels que la cinétique du corps et la cinématique des segments corporels ainsi que la précision du pointage. Les instruments de mesure utilisés pour recueillir les données sont présentés dans les trois prochaines sous-sections.

A) La cinétique

Les forces de réaction au sol (F_x , F_y , F_z) ainsi que les moments de force (M_x , M_y , M_z) étaient mesurés à l'aide d'une plate-forme de force AMTI modèle OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc.) sur laquelle les pieds du participant étaient positionnés. Ces données étaient ensuite amplifiées (Amplificateur AMTI modèle MCA-6) et transmises à un ordinateur via un convertisseur analogue / numérique. Un programme d'acquisition était utilisé pour contrôler le moment et la durée de la collecte. Le temps de collecte était de 9000 ms et la fréquence d'acquisition était de 1000 Hz. Après avoir été recueillies, les données cinétiques étaient filtrées à une fréquence de coupure de 12 Hz par un filtre passe-bas de type Butterworth (utilisé dans les deux directions) et ré-échantillonnées à une fréquence de 50 Hz.

B) La cinématique

La cinématique en trois dimensions des segments corporels était recueillie à l'aide de deux caméras OPTOTRAK (Northern Digital) reliées à un second ordinateur. Les extrémités proximale et distale de certains segments étaient marquées à l'aide d'émetteurs infrarouges collés sur la peau du participant. Un total de 14 émetteurs, modélisant 11 segments corporels, étaient répartis bilatéralement sur les repères anatomiques suivant : le cinquième métatarsien (orteil), la malléole latérale (cheville), l'espace articulaire entre l'épicondyle latéral du fémur et le condyle latéral du tibia (genou), le grand trochanter (hanche), le grand tubercule de l'humérus (épaule), l'épicondyle latéral de l'humérus (coude) et le processus styloïde de l'ulna (poignet). De plus, trois autres marqueurs étaient collés sur les rebords de la surface en bois, alignés avec la plate-forme de force, afin d'indiquer le déplacement angulaire

de la surface de support. L'enregistrement des données cinématiques était synchronisé avec celui des données de la plate-forme de force de la façon suivante : le programme d'acquisition du premier ordinateur envoyait un signal au deuxième ordinateur pour débiter et arrêter l'enregistrement des données cinématiques. La fréquence d'acquisition utilisée était de 50 Hz. Les données cinématiques étaient ensuite filtrées à une fréquence de coupure de 4 Hz par un filtre Butterworth, similaire à celui utilisé pour les données cinétiques.

C) La précision du pointage

Le temps de réponse et la précision spatiale du mouvement de pointage étaient évalués. Ces variables étaient déterminées en fonction du moment et de l'endroit où le pointeur manipulé par le participant contactait la table de numérisation. Le temps de réponse, qui est le délai entre le moment d'apparition de la cible et l'instant où le pointeur touchait la table de numérisation, était mesuré. La position du point de contact par rapport à la cible était enregistrée selon un système de coordonnées cartésien précis au millimètre pour déterminer la précision spatiale. Toutes ces informations étaient recueillies par le premier ordinateur.

2.3.4 Traitement des données

Le centre de pression (CdeP) et le centre de masse (CdeM) dans le plan sagittal du participant ont été évalués à partir des mesures cinétiques du corps et des mesures cinématiques des segments corporels. Le CdeP, qui correspond au centre de distribution de la sommation des forces appliquées sur la surface de support, a été calculé selon l'équation suivante :

$$\text{CdeP}_{(a/p)} = (M_x + F_y Z_0) / F_z$$

où

$\text{CdeP}_{(a/p)}$ = CdeP dans le plan sagittal en fonction du référentiel de la plate-forme de force (m)

M_x = Moment de force selon l'axe médiolatéral (Nm)

Z_0 = 0,035 m (longueur du bras de levier de F_y)⁴

F_y = Force antéropostérieure (N)

F_z = Force verticale (N)

Le CdeP obtenu par cette équation est exprimé en fonction du référentiel de la plate-forme de force. Ce référentiel coïncidait avec celui des données cinématiques (référentiel du système OPTOTRAK) quand la plate-forme était immobile et à niveau, ce qui était le cas lors des essais contrôlés. Cependant, lors d'une perturbation, le référentiel des données cinématiques demeurait fixe alors que celui de la plate-forme de force subissait une rotation et une translation avec le mouvement de rotation angulaire de la surface de support créant ainsi un décalage entre les deux référentiels. Pour être en mesure de comparer le CdeP avec le CdeM, une transformation mathématique (matrice de rotation) a donc été appliquée à l'équation décrite ci-haut pour que le CdeP obtenu soit exprimé en fonction du même référentiel que les données cinématiques.

Le CdeM est fonction du positionnement des centres de masse des divers segments corporels et de leur masse relative par rapport à la masse totale du corps. Cette variable a été estimée à l'aide d'un modèle anthropométrique constitué de 11 segments corporels : les pieds, les jambes, les cuisses, le tronc/cou/tête combiné, les bras et les avant-bras/mains combinés. L'emplacement des centres de masse de ces segments ainsi que leur masse relative ont été déterminés à partir des données

⁴ Cette valeur correspond à la distance (ou la longueur du bras de levier) entre la surface de la plate-forme de force, sur laquelle la force antéropostérieure (F_y) est appliquée, et l'origine du référentiel de cette plate-forme, située légèrement sous sa surface.

anthropométriques rapportées par Winter (1990). L'équation mathématique utilisée pour calculer le CdeM dans le plan sagittal est la suivante :

$$\text{CdeM}_{(a/p)} = (\Sigma m_x y_x) / M$$

où

m_x = Masse segmentaire de chaque segment
 y_x = Coordonnée en antéropostérieur du centre de masse de chaque segment
 M = Masse totale du corps

Le CdeP et le CdeM calculés ont été couplés pour obtenir le CdeP-CdeM, variable biomécanique mesurant la stabilité posturale. Il a été démontré qu'en condition d'équilibre orthostatique, le CdeP se déplace de part et d'autre du CdeM (Winter, 1995). Ainsi, l'écart de positionnement entre ces deux variables, à un instant donné, correspond au CdeP-CdeM (Winter, 1995). Cette variable est très fortement corrélée à l'accélération du CdeM en condition d'équilibre orthostatique (Winter, 1995). Pour la déterminer, le biais du CdeP et du CdeM, calculé sur une période variable selon le type d'essai expérimental, a été soustrait des données de déplacement de ces deux variables. Une représentation graphique du traitement des données de déplacement du CdeP et du CdeM est présentée à la figure 5 (page 63) pour chaque type d'essai. Pour les essais contrôles (C) et les essais avec perturbation lors de l'intervalle de pointage (PP), le biais du CdeP et du CdeM a été calculé du début de l'essai à l'amorce du mouvement de pointage (événement « a » sur le graphique du haut et celui du bas). Pour les essais avec perturbation lors de l'intervalle de posture (P), ce biais a été calculé du début de l'essai jusqu'à l'occurrence de la perturbation (événement « c » sur le graphique du centre).

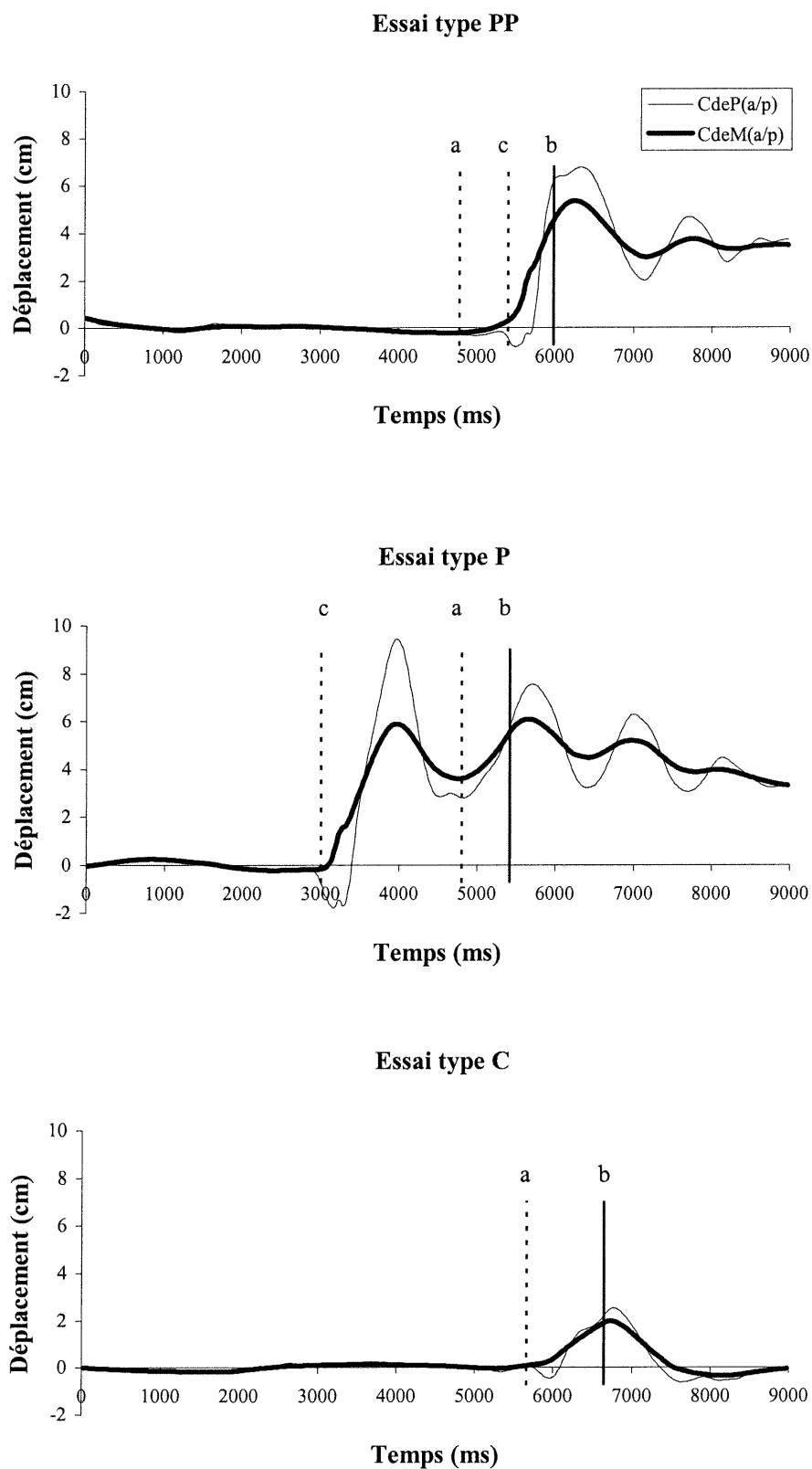


Figure 5. Déplacement (cm) du CdeP et du CdeM en fonction du temps pour chaque type d'essai. Événements : a) amorce du bras, b) contact avec la table de numérisation, c) perturbation

Une analyse cinématique du mouvement du bras réalisant la tâche de pointage a été effectuée à partir des données de positionnement du poignet. Ce traitement expérimental servait à déterminer l'amorce du mouvement de pointage et la fin de la première impulsion de ce mouvement. L'amorce du mouvement de pointage correspondait à l'instant (entre le timbre sonore et le contact du pointeur avec la table de numérisation) où la vitesse résultante du poignet atteignait une valeur supérieure à l'erreur quadratique moyenne (EQM) + deux écart-types de sa vitesse durant l'intervalle de posture (en condition d'équilibre orthostatique)⁵. La fin de la première impulsion était définie par un changement de direction du poignet (marqué soit par un passage à zéro du positif au négatif sur le profil la vitesse résultante) ou par la présence d'une seconde impulsion prolongeant le mouvement initial vers la cible (marqué par le deuxième passage à zéro du négatif au positif sur le profil de l'accélération résultante). Cet événement était déterminé afin d'évaluer l'ampleur de la correction effectuée par les participants pour atteindre la cible.

2.3.5 Variables dépendantes étudiées

Sept variables biomécaniques (définies au point « A », pages 65 et 66) ont été calculées pour décrire le comportement postural des participants lors d'une perturbation. Ces variables ont été déterminées à partir de la cinématique du CdeP et du CdeM ainsi que du traitement du CdeP-CdeM. De plus, pour rendre compte de la performance des participants à la tâche de pointage manuel, cinq variables (présentées au point « B », page 67) ont été définies à l'aide des mesures de temps de réponse et

⁵ En utilisant ce critère, la vitesse de balancement du poignet de chaque participant en condition d'équilibre orthostatique (durant l'intervalle de posture) était tenue en compte.

de précision spatiale du pointage et à l'aide de l'analyse cinématique du poignet effectuant cette tâche motrice.

A) *Variables liées au comportement postural des participants*

Essais avec perturbation lors de l'intervalle de posture (essais P)

Les quatre variables décrites ci-dessous ont été calculées entre l'occurrence de la perturbation et l'amorce du mouvement de bras :

- l'oscillation maximale du CdeM induite par la perturbation (cm) : elle résulte de la déviation antérieure maximale du CdeM par rapport à sa position moyenne avant la perturbation;
- la durée de la phase d'accélération du CdeM (ms) : elle correspond au délai qui prend place entre l'occurrence de la perturbation et l'atteinte de la vitesse maximale du CdeM après la perturbation;
- la valeur de l'accélération moyenne du CdeM (cm/s^2) durant la phase d'accélération;
- le CdeP-CdeM_{négatif} maximal (cm) : cette variable correspond à l'écart maximal de position entre le CdeP et le CdeM résultant du déplacement postérieur du CdeP et de l'oscillation antérieure du CdeM induit par la perturbation. Elle renseigne sur l'accélération du CdeM entre l'occurrence de la perturbation et l'instant où le CdeP croise le CdeM. Le terme négatif lié au CdeP-CdeM indique que le CdeP se situe derrière le CdeM durant cet intervalle.

Essais avec perturbation lors du mouvement de pointage (essais PP)

Pour décrire le comportement postural des participants lors de ces essais, trois stratégies posturales ont été observées. Ces dernières seront définies dans la section des résultats à l'aide des trois variables présentées ci-dessous. Ces variables ont été calculées entre l'amorce du déplacement du bras et l'instant où le pointeur contacte la table de numérisation :

- l'oscillation maximale du CdeM induite par la mouvement de pointage et par la perturbation (cm) : elle résulte de la déviation antérieure maximale du CdeM par rapport à sa position moyenne avant l'amorce du mouvement de bras;
- la durée de la phase de décélération du CdeM (ms) : elle correspond au délai qui prend place entre la vitesse maximale du CdeM et le moment du contact avec la table de numérisation ou l'instant où le CdeM change de direction lorsqu'un changement de direction est présent avant le contact (marqué par un passage à zéro sur le profil de la vitesse du CdeM);
- la valeur de décélération moyenne du CdeM (cm/s^2) durant la phase de décélération.

B) Variables liées à la tâche de pointage :

- l'erreur résultante (mm) : cette erreur indique la distance entre le point de contact du pointeur et la cible⁶;
- la variabilité intra participant de l'erreur résultante (mm);
- le temps de mouvement (TM) : le délai (en ms) qui prend place entre l'amorce du mouvement de bras et l'instant de contact du pointeur avec la table de numérisation;
- la durée relative de la phase de correction du mouvement du bras : elle indique la durée de la phase de correction (délai entre la fin de la première impulsion et l'instant de contact du pointeur avec la table de numérisation) par rapport au temps de mouvement (%);
- l'amplitude relative de la correction du mouvement du bras : elle indique l'amplitude de la correction (distance entre la position du poignet à la fin de la première impulsion et l'endroit où le pointeur contacte la table de numérisation) par rapport à l'amplitude du mouvement de pointage (%) (distance entre la position du poignet à l'amorce du mouvement de pointage et l'endroit où le pointeur contacte la table de numérisation).

⁶ Erreur résultante = $(Y^2 + X^2)^{1/2}$, où Y = biais vertical, X = biais horizontal.

RÉSULTATS

1. Caractéristiques des groupes étudiés

Un total de 61 participants ont pris part à cette étude. Sur l'ensemble des participants, 52 (85%) ont complété l'étude. Parmi les 16 participants du groupe de personnes âgées sédentaires entraînées, trois (19%) se sont désistés au long du programme d'entraînement en raison de problèmes de santé. Tous les autres participants de ce groupe ont été fidèles au programme. En effet, ils ont assisté en moyenne à 25 séances sur les 26 séances exigées (96% des séances). De plus, ils ont tous participé aux deux sessions d'évaluation de l'équilibre.

Parmi les 45 participants des trois autres groupes étudiés, trois personnes âgées actives et trois jeunes adultes ont abandonné entre le pré-test et le post-test (13%). Deux personnes âgées actives se sont désistées à cause d'un projet de voyage et une autre à cause de problèmes personnels. Les trois jeunes adultes ont abandonné par manque d'intérêt au projet.

Les données de six participants parmi les 52 qui ont complété ce projet ont été rejetées pour les motifs suivants. Premièrement, des problèmes sont survenus lors de l'expérimentation pour cinq d'entre eux. Leurs données n'ont donc pas pu être traitées. Deuxièmement, une participante du groupe des personnes âgées sédentaires entraînées n'a pas été en mesure d'effectuer la tâche expérimentale lors du pré-test. Cette participante a perdu l'équilibre lors des deux premiers essais perturbés. La session d'évaluation a donc été interrompue par mesure de sécurité. Il est important de préciser que cette dame était la plus âgée (91 ans) de tous les participants (âge moyen 70 ans).

Au final, les résultats aux évaluations de l'équilibre ont été obtenus pour 46 participants (75%) dont 12 personnes âgées sédentaires entraînées, 12 personnes âgées sédentaires, 11 personnes âgées actives et 11 jeunes adultes. Selon les résultats obtenus à une analyse statistique à une voie (ANOVA), aucune différence significative ($p < 0,05$) n'a été obtenue en ce qui concerne l'âge moyen, $F(2,32) = 0,07$, la taille moyenne, $F(2,32) = 1,54$, et le poids moyen, $F(2,32) = 1,90$, des participants des trois groupes de personnes âgées. Ces caractéristiques démographiques sont présentées pour chaque groupe étudié au tableau IV.

Tableau IV. Les caractéristiques démographiques des groupes étudiés (groupes finaux)

Caractéristiques	Jeunes adultes	Personnes âgées sédentaires	Personnes âgées sédentaires entraînées	Personnes âgées actives
	(JA)	(AS)	(AE)	(AA)
n (final)	11	12	12	11
Nombre d'hommes ^Ψ	1 (9%)	1 (8%)	1 (8%)	2 (18%)
Nombre de femmes ^Ψ	10 (91%)	11 (92%)	11 (92%)	9 (82%)
Âge moyen (année)	23,8 ± 4,1	70,7 ± 4,2	72,3 ± 6,1	67,6 ± 2,7
Taille moyenne (cm)	166,1 ± 6,7	154,8 ± 7,5	156,5 ± 6,2	159,7 ± 6,8
Poids moyen (kg)	58,4 ± 7,6	63,5 ± 8,9	57,8 ± 10,1	65,6 ± 8,3

^Ψ Les proportions d'hommes et de femmes par groupe sont inscrites entre parenthèses.

Un bilan de santé ainsi qu'un bilan des habitudes d'activité physique hebdomadaire des participants des quatre groupes étudiés sont présentés au tableau V à la page suivante. Les valeurs inscrites dans ce tableau sont des proportions établies par rapport au nombre de participants par groupe.

Tableau V. Bilan de santé et bilan d'activité physique pour chaque groupe étudié

	Jeunes adultes	Personnes âgées sédentaires	Personnes âgées sédentaires entraînées	Personnes âgées actives
	(JA)	(AS)	(AE)	(AA)
n	11	12	12	11
Bilan de santé (valeurs en %)				
Infarctus du myocarde	-	-	-	-
Angine	-	-	-	-
Hypertension	-	25	25	18
Troubles respiratoires	-	-	8	-
Tremblement essentiel	-	17	-	-
Prothèse	-	-	-	-
Semelles orthopédiques	-	-	8	-
Ostéoarthrite	-	25	33	-
Arthrite rhumatoïde	-	-	8	-
Vision corrigée	-	67	83	82
Cataracte	-	-	33	9
Dégénérescence rétinienne	-	-	-	-
Glaucome	-	8	-	-
Qui a chuté (< 6 mois)	-	8	8	-
Bilan d'activité physique (valeurs en %)				
Pratique au moins une activité physique	55	67	50	100
Fréquence d'exercice moyenne (# de fois) / semaine *	1,3 ± 1,4	1,0 ± 0,9	0,7 ± 0,8	2,7 ± 0,5
Temps d'exercice hebdomadaire moyen (min) *	90,9 ± 95,5	60,0 ± 51,2	48,3 ± 56,2	180,0 ± 48,4
<u>Types d'activité pratiqué</u>				
Conditionnement physique (aérobie)	18	17	17	91
Randonnée / marche dynamique	27	-	-	36
Golf	-	8	-	36
Tennis	-	-	-	27
Badminton	9	-	-	27
Vélo	45	8	17	55
Aquaforme / natation	-	50	8	18
Danse	18	33	17	18
Taï Chi	-	8	17	-
Ski (de randonnée et de descente)	18	-	-	18

* Ces valeurs sont exprimées sous forme de moyenne ± un écart-type.

2. Changements d'habitude d'activité physique

Lors du post-test, huit (61%) personnes âgées du groupe des sédentaires entraînées ont rapporté avoir changé leurs habitudes d'activité physique depuis le pré-test. Tel qu'il leur avait été suggéré au début du programme d'entraînement, ces personnes ont dit avoir augmenté leur pratique hebdomadaire d'activités physiques, en dehors des séances d'exercices données dans le cadre de ce projet. Deux d'entre elles ont suivi des cours de danse à raison d'une fois par semaine et six autres ont dit avoir pratiqué régulièrement à domicile (2 à 3 fois par semaine pendant environ 15 minutes) les exercices appris lors des séances d'entraînement. Aucun changement d'habitude d'activité physique n'a été noté chez les participants des trois autres groupes.

3. Résultats aux évaluations de l'équilibre

Les participants dont les données ont été retenues ont été en mesure de réaliser la tâche expérimentale demandée. Ils sont tous parvenus à se stabiliser d'eux-mêmes suite aux perturbations et à exécuter la tâche de pointage manuel.

3.1 Comportement postural et perturbation

Deux conditions de perturbation ont été expérimentées. Lors de la première condition, la stabilité posturale des participants a été perturbée alors qu'ils étaient en condition d'équilibre orthostatique durant l'intervalle de posture (essais P). Lors de la deuxième condition de perturbation, la stabilité posturale a été perturbée alors que les

participants effectuaient le mouvement de pointage manuel (essais PP). Les résultats obtenus pour ces deux conditions de perturbation seront présentés séparément.

3.1.1 Perturbations lors de l'intervalle de posture (essais P)

Une analyse de variance de type 4 (groupes) X 2 (évaluations), et à mesures répétées sur la variable évaluation, a été calculée pour déterminer les effets des perturbations sur l'équilibre orthostatique. Les variables dépendantes sur lesquelles une telle analyse a été effectuée sont : l'oscillation maximale du CdeM, la durée de sa phase d'accélération, son accélération moyenne et la valeur maximale CdeP-CdeM négatif. Cette analyse statistique sert à comparer le niveau d'équilibre initial (lors du pré-test) entre les participants des quatre groupes étudiés. De plus, elle vise à déterminer les effets du programme d'entraînement sur le groupe des personnes âgées entraînées (AE) en comparant les résultats du pré-test avec ceux du post-test. Lorsque des différences significatives ont été obtenues ($p < 0,05$), des comparaisons post hoc (Newman-Keuls) ont été calculées afin de déterminer où se situent ces différences.

Une première analyse statistique a été réalisée sur les résultats obtenus au premier essai perturbé afin d'évaluer les réactions posturales des participants alors qu'ils n'étaient pas familiers au contexte de perturbation. Ensuite, une seconde analyse statistique a été réalisée en utilisant les moyennes obtenues aux trois essais perturbés.

A) Résultats au premier essai perturbé

L'oscillation maximale du CdeM: L'ANOVA indique que l'oscillation du CdeM, conséquent à la perturbation, varie entre les groupes étudiés. Un effet significatif de groupe a été observé, $F(3,41) = 4,37$. La comparaison des moyennes précise que l'oscillation du CdeM est moindre chez les jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 3,37$ cm) que chez les participants des trois groupes de personnes âgées ($\underline{M}_{(AA)} = 5,27$ cm; $\underline{M}_{(AE)} = 4,68$ cm; $\underline{M}_{(AS)} = 4,68$ cm), qui ne se différencient pas entre eux.

Un effet de séance a également été obtenu, $F(1,41) = 30,66$, indiquant que l'oscillation de CdeM induite par la perturbation diminue entre le pré-test ($\underline{M} = 5,26$ cm) et le post-test ($\underline{M} = 3,80$ cm). Ces deux effets principaux sont illustrés à la figure 6, ci-bas.

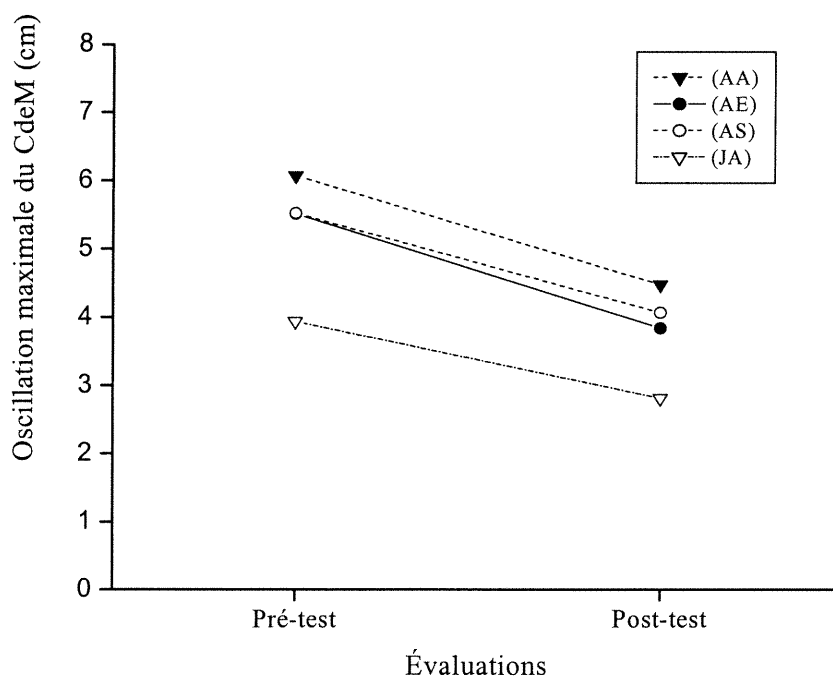


Figure 6. Oscillation maximale du CdeM (en cm) en fonction des deux séances d'évaluation de l'équilibre pour chaque groupe étudié.

La durée de la phase d'accélération du CdeM : Indépendamment de la séance d'évaluation de l'équilibre, la durée de la phase d'accélération du CdeM des jeunes adultes est significativement plus courte que celle des participants âgés, $F(3, 42) = 3,32$. Les comparaisons post hoc indiquent que la durée de l'accélération du CdeM des personnes âgées sédentaires ($M_{(AS)} = 423$ ms) et des personnes âgées actives ($M_{(AA)} = 401$ ms) est similaire, mais plus longue que celle des jeunes adultes ($M_{(JA)} = 284$ ms). De plus, la phase d'accélération du CdeM des personnes âgées sédentaires entraînées ($M_{(AE)} = 362$ ms) a aussi tendance à être de plus longue durée que celle des jeunes participants, mais cette différence n'est pas statistiquement significative ($p = .10$).

L'accélération moyenne du CdeM : Les résultats de l'ANOVA révèlent que l'accélération moyenne du CdeM, induite par la perturbation, est similaire entre les participants des quatre groupes étudiés et ne variait pas d'une évaluation à l'autre. Aucun effet significatif n'a été observé sur cette variable.

Le CdeP-CdeM_{negatif} maximal : L'ANOVA ne révèle qu'un effet significatif de la séance d'évaluation, $F(1, 42) = 16,62$, montrant que le CdeP-CdeM maximal diminuait entre le pré-test ($M = 2,67$ cm) et le post-test ($M = 2,17$ cm).

B) Résultats moyens aux trois essais perturbés

Les résultats obtenus suite aux analyses statistiques effectuées sur les moyennes aux trois essais perturbés sont similaires à ceux rapportés précédemment, pour le premier essai perturbé. En effet, les mêmes effets ont été obtenus entre ces

deux types d'analyse pour les variables dépendantes suivantes : l'oscillation maximale du CdeM, la durée de son accélération et le CdeP-CdeM_{négatif} maximal. Ces résultats ne seront donc pas présentés. Cependant, pour l'accélération moyenne du CdeM, un effet significatif de séance, $F(1,42) = 10,86$, a été obtenu alors qu'aucun effet significatif n'avait été obtenu lors de l'analyse statistique effectuée sur les résultats au premier essai perturbé. Cet effet significatif indique que l'accélération moyenne du CdeM de l'ensemble des participants est réduite au post-test ($\underline{M} = 25,56 \text{ cm/s}^2$) par rapport au pré-test ($\underline{M} = 29,26 \text{ cm/s}^2$).

En résumé, l'ensemble des résultats obtenus révèle que les perturbations se produisant en condition d'équilibre orthostatique ont affecté davantage la stabilité posturale des personnes âgées que celle des jeunes adultes. Aucune différence significative n'a été observée entre les participants âgés des divers groupes étudiés. Ceci suggère que le niveau d'activité physique pratiqué n'a pas influencé le comportement postural des personnes âgées en réponse à une perturbation. Finalement, les effets des perturbations sur l'équilibre orthostatique des participants ont été plus faibles lors du post-test que du pré-test.

3.1.2 Perturbations lors du mouvement de pointage (essais PP)

Pour ces essais, la perturbation se produisait alors que les participants effectuaient le mouvement de pointage. Dans ce contexte de double tâche, les participants semblent avoir utilisé trois stratégies différentes. Ces stratégies ont été observées à partir de l'analyse de la cinématique du CdeM et du traitement du CdeP-CdeM. Afin de mieux cerner les distinctions entre ces trois stratégies une

représentation graphique du déplacement du CdeP et du CdeM est présentée à la figure 7 (page 78) pour chacune des stratégies.

Pour la première stratégie, les participants ont contacté la table de numérisation alors que leur corps était accéléré vers l'avant par la perturbation. Ils ont en quelque sorte été « projetés » par cette dernière vers la table de numérisation. Ceci implique que le délai entre la perturbation et le contact est court lors de cette stratégie comparativement aux deux autres. De plus, cette stratégie se caractérise par l'absence d'un intervalle où le CdeP-CdeM est positif avant le pointage (intervalle pendant lequel le CdeP, qui est derrière le CdeM suite à la perturbation, croise le CdeM et se retrouve devant ce dernier). À cet effet, on constate sur le graphique du haut, à la page 78, que le CdeP se situe toujours derrière le CdeM de l'occurrence de la perturbation au contact avec la table de numérisation. Ceci implique qu'il y a peu ou pas de décélération du CdeM avant le pointage.

Pour la seconde stratégie, les participants ont complété le mouvement de pointage tout en décélérant progressivement le balancement antérieur de leur corps induit par la perturbation. Contrairement à la stratégie précédente, cette stratégie se caractérise par la présence d'un intervalle pendant lequel le CdeP-CdeM est positif avant le pointage. Sur le graphique du centre, à la page 78, on remarque en effet que le CdeP, se situant derrière le CdeM suite à la perturbation, devance le CdeM avant le pointage. Ceci a pour effet de décélérer le corps avant le contact avec la table de numérisation.

Pour la troisième stratégie, les participants ont décéléré et même renversé la direction du balancement antérieur de leur corps induit par la perturbation avant de compléter le mouvement de pointage. Le renversement du balancement du corps est

marqué par un changement de polarité (du positif au négatif) du profil de la vitesse du CdeM avant l'instant de contact avec la table de numérisation. Le profil du déplacement du CdeM se caractérise par la présence d'un maximum entre la perturbation et le contact avec la table de numérisation (voir page 78, graphique du bas).

Différentes variables informant sur le comportement postural des participants, telles l'oscillation antérieure maximale du CdeM, la décélération moyenne du CdeM et la durée de sa phase de décélération sont présentées pour chacune des stratégies au tableau VI (page 79). De plus, les résultats obtenus pour diverses variables liées à la tâche de pointage (erreur résultante, temps de mouvement, durée relative de la phase de correction et amplitude relative de la phase de correction) y sont rapportés afin de comparer les effets de ces trois stratégies sur la réalisation de la tâche de pointage.

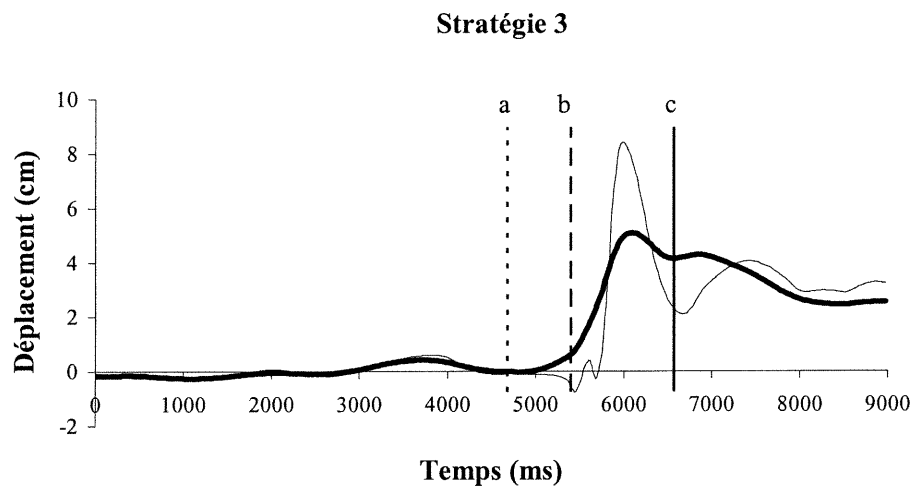
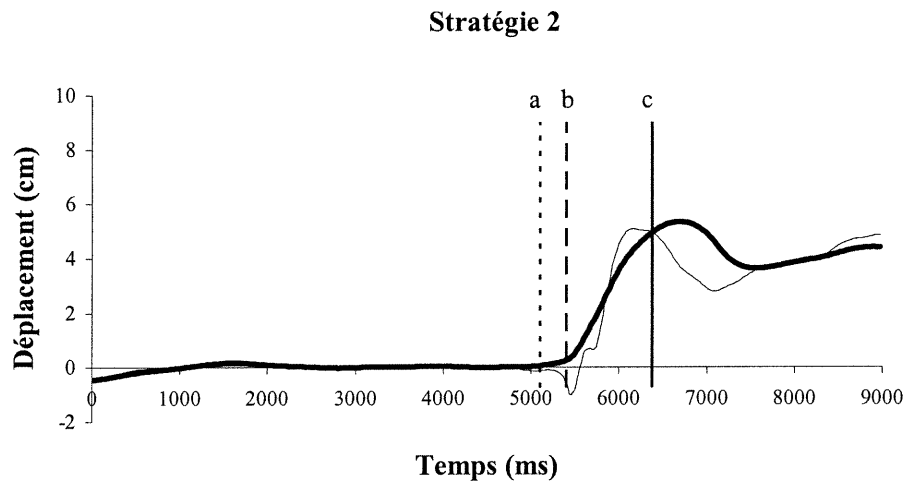
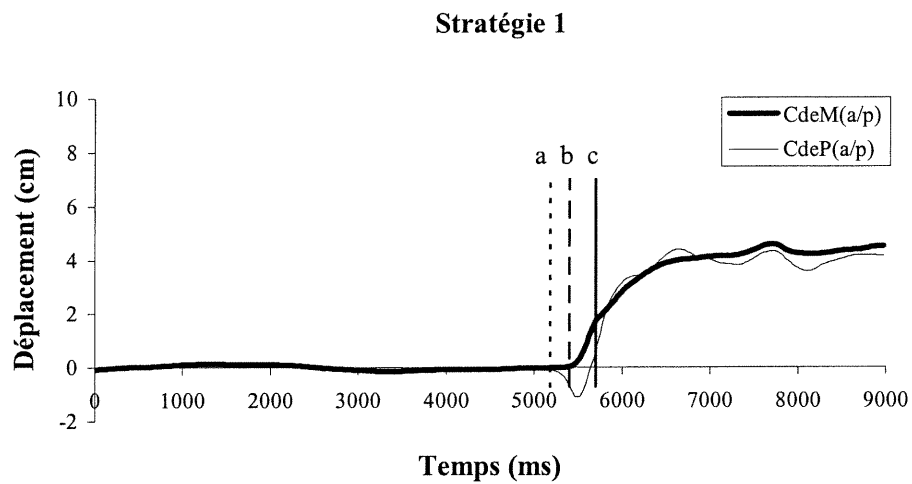


Figure 7. Déplacement (cm) du CdeP et du CdeM en fonction du temps pour chaque stratégie. Événements : a) amorce du bras, b) perturbation, c) contact avec la table de numérisation

Tableau VI. Caractéristiques des trois stratégies

Variabiles dépendantes	Stratégie 1	Stratégie 2	Stratégie 3
Variabiles liées au comportement postural			
Oscillation maximale antérieure du CdeM (cm)	1,9 ± 0,7	4,2 ± 1,2	3,7 ± 1,4
Durée de la décélération du CdeM (ms)	80,4 ± 93,6	643,6 ± 277,5	434,8 ± 196,6
Décélération moyenne du CdeM (cm/s ²)	-9,7 ± 32,4	-9,3 ± 6,6	-22,4 ± 10,8
Variabiles liées au pointage			
Erreur résultante (mm)	18,6 ± 12,1	5,8 ± 5,5	4,3 ± 2,9
Temps de mouvement (ms)	592,4 ± 118,3	1144,8 ± 298,3	1394,0 ± 320,8
Durée relative de la phase de correction (%)	11,0 ± 10,8	47,9 ± 18,2	60,2 ± 12,7
Amplitude relative de la phase de correction (%)	6,3 ± 11,3	19,2 ± 14,8	23,2 ± 15,3

À partir des données présentées dans le tableau ci-haut, on constate que les trois stratégies utilisées ont des conséquences différentes sur la tâche de pointage. Il semble que la deuxième stratégie soit la plus efficace puisque le meilleur compromis précision/vitesse du pointage est obtenu lors de l'utilisation de cette stratégie. Bien que les participants soient aussi précis lors de l'utilisation de la troisième stratégie, leur mouvement de pointage est effectué plus lentement (temps de mouvement plus long) comparativement à la deuxième stratégie. Il est alors possible que, dans le cas de la troisième stratégie, les participants se soient d'abord stabilisés avant de compléter le mouvement de pointage. Enfin, dans le cas de la première stratégie, l'erreur résultante à la tâche de pointage est importante comparativement à celle obtenue pour les deux autres stratégies. La grandeur de cette erreur de précision est

due au fait que le contact avec la table de numérisation est causé par la perturbation qui projette le participant vers la cible, et non par le mouvement volontaire de celui-ci. Ceci explique pourquoi les participants ont contacté la table de numérisation très rapidement suite à la perturbation (court temps de mouvement) et pourquoi ils ont effectué peu de correction à leur mouvement de pointage avant le contact (courte durée relative de la correction et petite amplitude relative).

La fréquence d'utilisation de la deuxième stratégie est représentée pour chaque groupe étudié et chaque séance d'évaluation au tableau VII ci-dessous. On remarque que cette fréquence est élevée et similaire entre les groupes étudiés, peu importe la session d'évaluation. Ceci indique que les participants des quatre groupes ont utilisé la stratégie la plus efficace.

Tableau VII. Fréquence (%) d'utilisation de la deuxième stratégie

Groupes étudiés	Pré-test	Post-test
Jeunes adultes (JA)	60,6	65,6
Personnes âgées active (AA)	63,6	66,7
Personnes âgées sédentaires (AS)	66,7	55,6
Personnes âgées sédentaires entraînées (AE)	61,1	69,4

3.2 Performance à la tâche de pointage

Une analyse de variance de type 4 (groupes) X 2 (évaluations) X 2 (conditions de perturbations) X 2 types d'essai (perturbé vs contrôle), et à mesures répétées sur

les trois dernières variables, a été effectuée pour déterminer les effets des conditions de perturbations sur la tâche de pointage. Cette analyse sert aussi à déterminer comment la performance à la tâche de pointage évolue d'une évaluation à l'autre pour les divers groupes de participants. Lorsque des différences significatives ont été obtenues ($p < 0,05$), des comparaisons post hoc (Newman-Keuls) ont été effectuées afin de déterminer où se situent ces différences. Les essais contrôles utilisés dans cette analyse sont ceux qui précédaient tout juste les essais perturbés pour chacune des conditions de perturbation. Par exemple, si une perturbation se produisait à l'essai n , l'essai contrôle utilisé à titre de comparatif est l'essai $n - 1$.

Erreur résultante : Peu importe la session d'évaluation de l'équilibre, le type d'essai et la condition de perturbation, l'erreur résultante des jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 5,50$ mm) est significativement plus importante que celle des personnes âgées sédentaires entraînées ($\underline{M}_{(AE)} = 3,60$ mm), mais ne se différencie pas statistiquement de celle des deux autres groupes de personnes âgées ($\underline{M}_{(AA)} = 4,41$ mm et $\underline{M}_{(AS)} = 4,30$ mm), $\underline{F}(3, 42) = 2,89$.

Tel qu'illustré à la figure 8 (page 82), un effet d'interaction significatif entre les conditions de perturbation et le type d'essai a été obtenu, $\underline{F}(1, 42) = 29,58$. Les comparaisons post hoc révèlent que la précision spatiale des participants est moindre lorsque la perturbation se produit lors du mouvement de pointage ($\underline{M}_{(\text{essaiPP})} = 7,23$ mm; $\underline{M}_{(\text{essaiC})} = 3,32$ mm) que lors de l'intervalle de posture ($\underline{M}_{(\text{essaiP})} = 3,81$ mm; $\underline{M}_{(\text{essaiC})} = 3,40$ mm) ou des essais contrôles, qui ne se différencient pas entre eux.

Variabilité de l'erreur résultante : Un effet d'interaction entre les conditions de perturbation et le type d'essai a été obtenu, $F(1, 42) = 19,75$. La variabilité de l'erreur résultante augmente pour les essais avec perturbation se produisant lors du mouvement de pointage ($\underline{M}_{\text{(essaiPP)}} = 4,59 \text{ mm}$; $\underline{M}_{\text{(essaiC)}} = 1,51 \text{ mm}$) par rapport aux essais contrôles et aux essais avec perturbation survenant lors de l'intervalle de posture ($\underline{M}_{\text{(essaiP)}} = 1,92 \text{ mm}$; $\underline{M}_{\text{(essaiC)}} = 1,43 \text{ mm}$), qui ne se différencient pas entre eux.

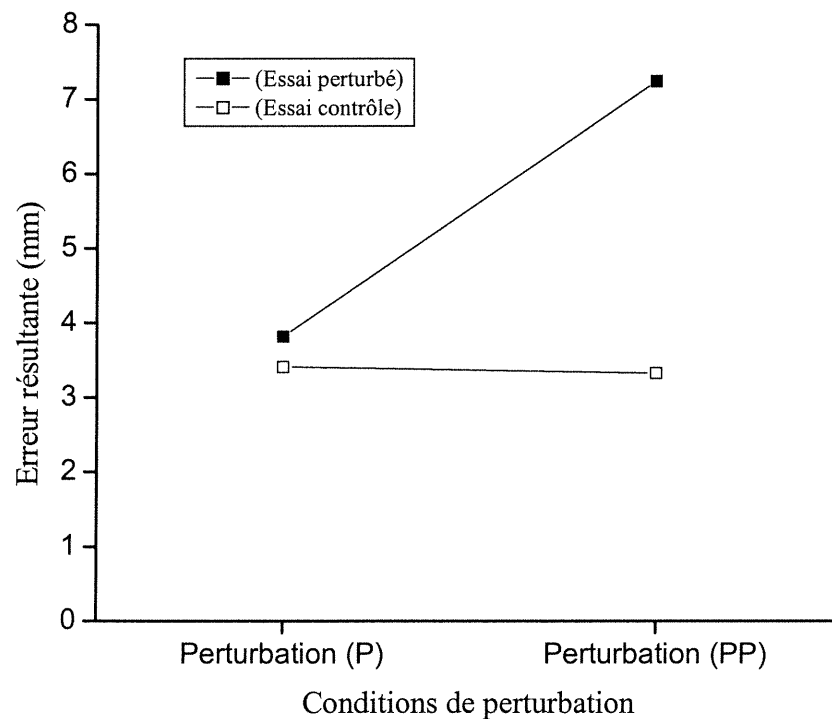


Figure 8. Erreur résultante (en mm) en fonction de chaque condition de perturbation selon le type d'essai.

Temps de mouvement (TM) : Deux effets d'interaction ont été observés. Le premier, est une interaction entre les groupes et le type d'essai, $F(3,42) = 3,60$. Cet effet est illustré à la figure 9 (page 84). Les comparaisons post hoc montrent que le TM, lors des essais contrôles, est significativement plus court chez les jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 802$ ms) que chez les participants âgés, et ce, peu importe leur groupe ($\underline{M}_{(AA)} = 987$ ms; $\underline{M}_{(AE)} = 1027$ ms; $\underline{M}_{(AE)} = 993$ ms). Il faut se souvenir qu'il était demandé aux jeunes adultes d'effectuer la tâche de pointage à l'intérieur d'un délai plus court que celui imposé aux personnes âgées, ce qui explique la différence observée entre les deux groupes d'âge. Lors des essais perturbés, le TM des personnes âgées du groupe d'aînés sédentaires ($\underline{M}_{(AS)} = 1182$ ms [essais perturbés]; 993 ms [essais contrôles]) et du groupe d'aînés sédentaires entraînés ($\underline{M}_{(AE)} = 1175$ ms [essais perturbés]; 1027 ms [essais contrôles]) augmentent significativement et cela, de façon similaire. Toutefois, le TM des jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 827$ ms [essais perturbés]; 802 ms [essais contrôles]) et des personnes âgées actives ($\underline{M}_{(AA)} = 1057$ ms [essais perturbés]; 987 ms [essais contrôles]) n'est pas affecté par la présence d'une perturbation.

Le deuxième effet est une interaction entre les conditions de perturbation et le type d'essai, $F(1,42) = 6,98$. Le TM des participants augmente pour la condition où la perturbation prend place lors du mouvement de pointage ($\underline{M}_{(essaiPP)} = 1116$ ms; $\underline{M}_{(essaiC)} = 958$ ms) par rapport aux essais contrôles et aux essais perturbés lors de l'intervalle de posture ($\underline{M}_{(essaiP)} = 1004$ ms; $\underline{M}_{(essaiC)} = 946$ ms), qui ne se différencient pas entre eux.

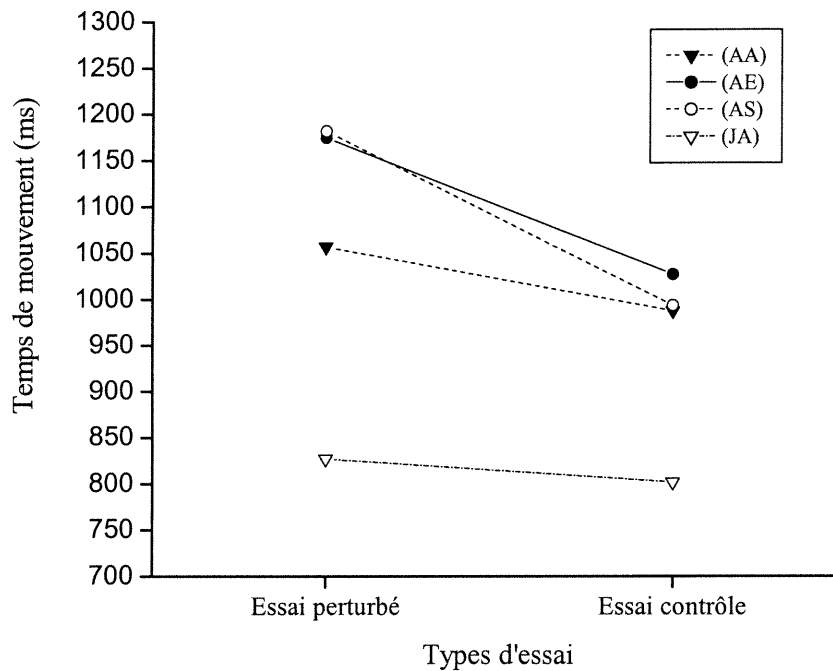


Figure 9. Temps de mouvement (en ms) en fonction du type d'essai pour chaque groupe étudié.

Durée relative de la phase de correction : Deux effets d'interaction, illustrés à la figure 10 (page 86), ont été observés. Le premier est une interaction entre les groupes et le type d'essai, $F(3,42) = 5,08$. Les comparaisons post hoc révèlent que, lors des essais contrôles, la durée relative de la correction du mouvement de pointage des jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 12,4\%$) est moindre que celle des participants des trois groupes de personnes âgées ($\underline{M}_{(AA)} = 23,9\%$; $\underline{M}_{(AE)} = 21,6\%$; $\underline{M}_{(AS)} = 24,3\%$). Pour les essais perturbés, une augmentation de la proportion du temps de mouvement occupée par la correction a été notée chez l'ensemble des participants. Cette augmentation est cependant plus marquée chez les aînés sédentaires ($\underline{M}_{(AS)} = 42,8\%$) ainsi que chez les aînés sédentaires entraînés ($\underline{M}_{(AE)} = 43,8\%$) comparativement aux personnes âgées

actives ($\underline{M}_{(AA)} = 36,5\%$) et aux jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 21,3\%$), qui ne se différencient pas significativement entre eux.

Le deuxième effet d'interaction prend place entre les conditions de perturbation et le type d'essai, $F(1,42) = 62,20$. Les deux conditions de perturbation ont engendré une augmentation de la durée relative de la phase de correction par rapport aux essais contrôles. Par contre, cette augmentation est plus importante pour la condition où la perturbation prend place lors de l'exécution du mouvement de pointage ($\underline{M}_{(essaiPP)} = 45,0\%$; $\underline{M}_{(essaiC)} = 20,8\%$) par comparaison à celle où la perturbation se produit lors de l'intervalle de posture ($\underline{M}_{(essaiP)} = 27,3\%$; $\underline{M}_{(essaiC)} = 20,3\%$).

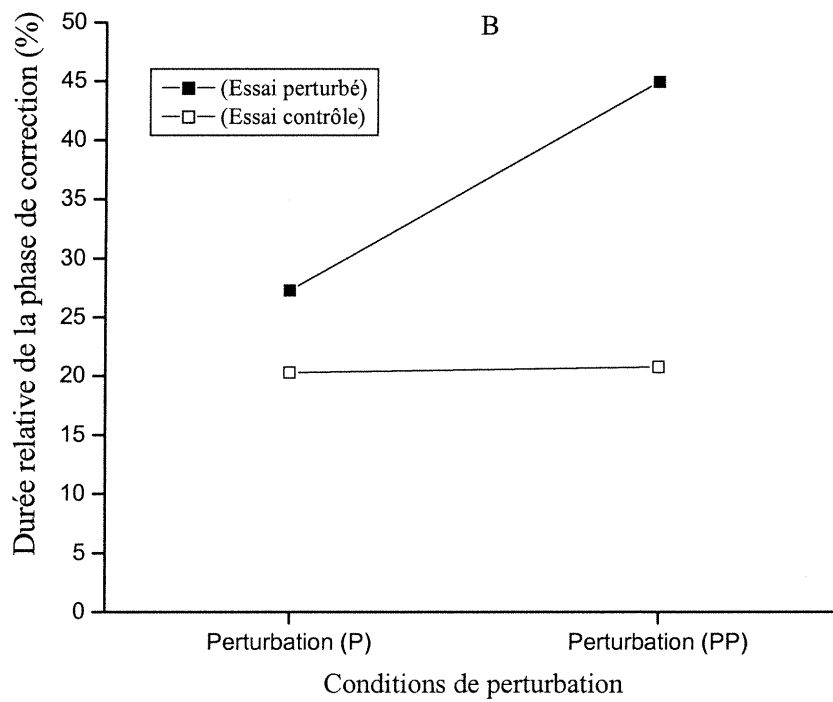
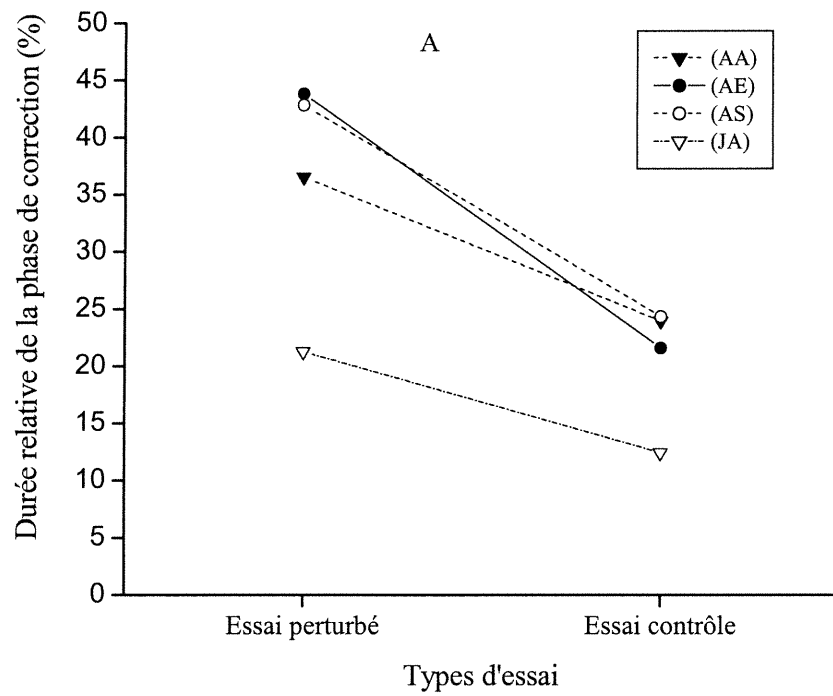


Figure 10. Durée relative de la phase de correction en fonction du type d'essai pour chaque groupe étudié (A) et des conditions de perturbation pour chaque type d'essai (B).

Amplitude relative de la phase de correction : Tel qu'illustré à la figure 11 (page 88), un seul effet d'interaction entre les groupes, les conditions de perturbation et le type d'essai a été obtenu, $F(3,42) = 2,96$. Les comparaisons post hoc révèlent que l'amplitude relative de la correction du mouvement de pointage est similaire entre les participants des groupes étudiés lors des essais contrôlés. Toutefois, pour les essais perturbés lors du mouvement de pointage, une augmentation de l'amplitude relative de la correction a été notée chez les participants des trois groupes de personnes âgées, mais pas chez les jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 8,5\%$). De plus, cette augmentation est plus importante chez les aînés sédentaires entraînés ($\underline{M}_{(AE)} = 28,6\%$) comparativement aux aînés sédentaires ($\underline{M}_{(AS)} = 16,9\%$) et aux aînés actifs ($\underline{M}_{(AA)} = 17,7\%$), qui ne se différencient pas entre eux. Pour des essais perturbés durant l'intervalle de pointage, une augmentation de l'amplitude relative de la correction a été obtenue chez les personnes âgées sédentaires ($\underline{M}_{(AS)} = 10,9\%$) et les personnes âgées sédentaires entraînées ($\underline{M}_{(AE)} = 15,1\%$) et, cela, de façon similaire. Aucune augmentation n'a été observée chez les personnes âgées actives ($\underline{M}_{(AA)} = 5,6\%$) et les jeunes adultes ($\underline{M}_{(JA)} = 4,7\%$).

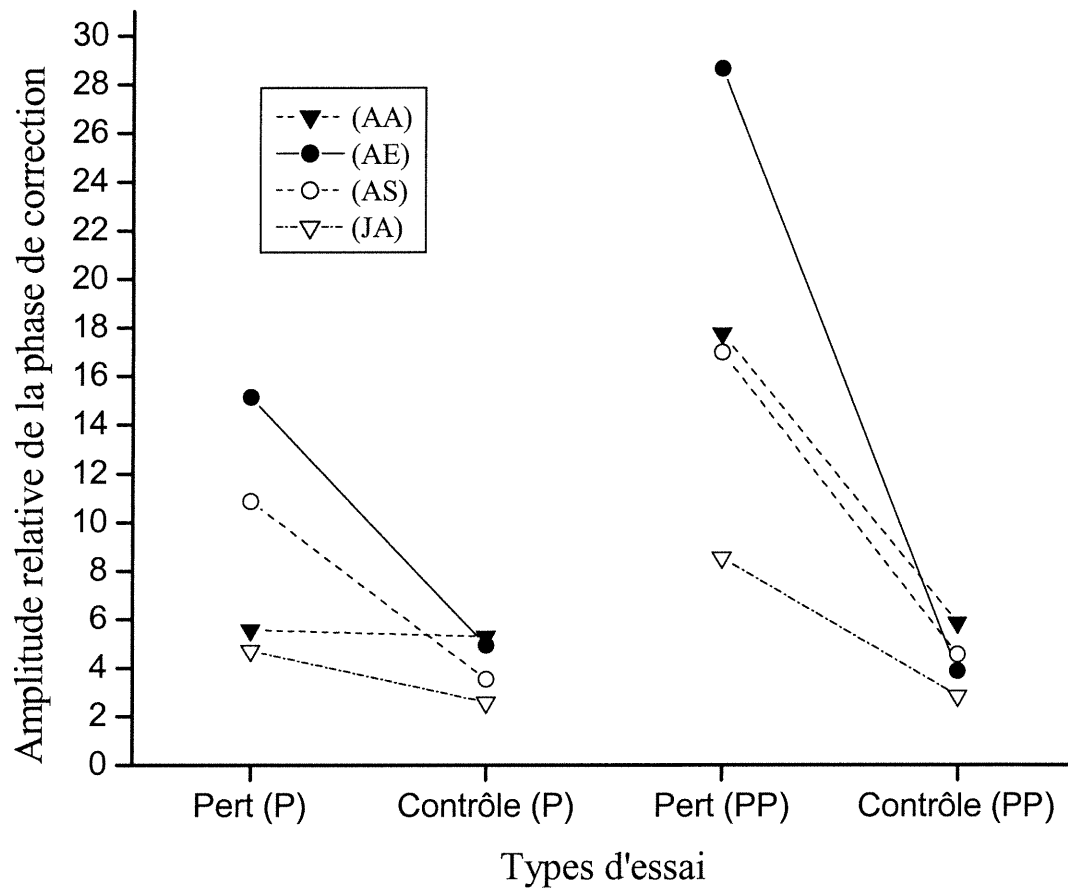


Figure 11. Amplitude relative de la phase de correction en fonction du type d'essai pour chaque groupe étudié. L'annotation « Pert » signifie perturbation.

En résumé, lors des essais contrôles, les personnes âgées du groupe des sédentaires entraînées sont plus précises que les jeunes adultes. Cependant, les jeunes adultes ont complété leur mouvement de pointage et effectué des corrections en cours de mouvement plus rapidement que les personnes âgées des trois groupes étudiés. L'impact des perturbations sur la tâche de pointage diffère selon l'occurrence de la perturbation. En effet, la perturbation qui se produisait lors de l'intervalle de posture a peu affecté la tâche de pointage, car aucun effet n'a été observé sur la précision spatiale et le temps de mouvement. Seule l'ampleur de la correction en durée et en amplitude a été augmentée chez les personnes âgées sédentaires (des groupes AE et AS). Par contre, la perturbation qui se produisait lors du mouvement de pointage a affecté significativement la précision spatiale des participants peu importe leurs habitudes d'activité physique et leur âge. De plus, les effets obtenus sur le temps de mouvements variaient selon les groupes étudiés. Le temps de mouvement des personnes âgées actives et des jeunes adultes n'a pas été influencé par cette perturbation, malgré les corrections apportées en cours de mouvement, alors que celui des personnes âgées sédentaires (des groupes AE et AS) a été augmenté significativement. Pour terminer, l'influence des perturbations sur la tâche de pointage a été la même d'une session d'évaluation à l'autre, puisque aucun effet de session d'évaluation n'a été obtenu sur les variables liées à cette tâche.

DISCUSSION

Ce projet de maîtrise visait à déterminer si l'entraînement permettait aux personnes âgées sédentaires entraînées d'augmenter l'efficacité de leurs réponses de correction à une perturbation posturale par rapport aux personnes âgées sédentaires qui n'ont pas bénéficié d'un entraînement. Ce projet avait aussi pour objectif de déterminer si les réponses de correction des personnes âgées entraînées étaient aussi efficaces que celles de personnes âgées physiquement actives depuis au moins deux ans, voire même celles des jeunes adultes. Pour atteindre ces objectifs, les participants ont été évalués à deux reprises à l'aide d'un paradigme de double tâche : leur équilibre postural pouvait être perturbé alors qu'ils étaient en condition d'équilibre orthostatique ou alors qu'ils effectuaient un mouvement de pointage manuel. L'efficacité des réponses de correction des participants a été déterminée en évaluant leur comportement postural et leur performance à la tâche de pointage manuel.

1. Comportement postural

L'hypothèse principale de ce projet était que la stabilité posturale des personnes âgées sédentaires entraînées serait moins affectée par les perturbations que celle des personnes âgées sédentaires qui n'ont pas bénéficié du programme d'entraînement. Les résultats obtenus au post-test, sur les mesures de la stabilité posturale (oscillation maximale de CdeM et durée de sa phase d'accélération), montrent que les perturbations qui se produisaient lors de l'intervalle de posture ont autant affecté l'équilibre des personnes âgées entraînées que celui des personnes âgées sédentaires qui n'ont pas participé à l'entraînement. L'entraînement n'a donc

pas produit les effets attendus. Par conséquent, l'hypothèse principale de ce mémoire n'est pas supportée. Deux causes potentielles sont évoquées ci-bas.

En premier lieu, il apparaît que les différences initiales de stabilité posturale entre les âgés actifs et ceux des deux autres groupes n'aient pas été assez importantes pour que le programme d'entraînement ait pu permettre aux personnes âgées entraînées (AE) de se démarquer de celles du groupe contrôle (AS). Trois évidences expérimentales supportent cette proposition. Premièrement, au pré-test, les personnes âgées sédentaires des groupes entraîné et contrôle ont assuré leur équilibre sans aucune assistance lors des perturbations. Deuxièmement, les résultats indiquent que le comportement postural des participants de ces deux groupes était similaire à celui des personnes âgées actives. Troisièmement, lorsque la perturbation se produisait durant le mouvement de pointage, les personnes âgées sédentaires des groupes contrôle et entraîné ont adopté la même stratégie posturale que celle utilisée par les personnes âgées actives et les jeunes adultes.

L'absence de différence initiale entre les âgés actifs et ceux des deux autres groupes est en contradiction avec ce qui avait été noté par Perrin et al. (1999). Ces derniers ont observé des différences de comportement postural entre des personnes âgées actives (qui pratiquaient au moins deux types d'activités physiques depuis leur retraite) et des personnes âgées sédentaires (personnes sédentaires tout au long de leur vie). En réponse à une perturbation rapide (rotation de la surface de support à 50°/s), ces auteurs ont observé des temps de latence des réponses musculaires réflexes (de courte et de longue latences) significativement plus courts chez les personnes âgées actives que chez les sédentaires. De plus, lors d'une perturbation à basse fréquence (oscillation de la surface de support à 0,5 Hz), Perrin et al. (1999) rapportent que le

balancement corporel des personnes âgées actives était mieux synchronisé avec la fréquence oscillatoire de la surface de support que celui des personnes âgées sédentaires.

A contrario de l'étude de Perrin et al. (1999), les aînés sédentaires de la présente étude (pour la formation des groupes AE et AS) ne l'étaient probablement pas. Il semble que leur niveau d'activité physique réel aurait été sous-estimé à cause des formes d'exercices physiques qui ont été prises en considération pour définir les groupes de personnes âgées. Seules les activités physiques pratiquées au sein d'un groupe organisé ont été prises en compte. Les activités pratiquées individuellement, telle la marche quotidienne, n'avaient pas été considérées puisque les personnes âgées n'ont pas exprimé clairement leurs habitudes à cet égard dans le questionnaire qui leur avait été soumis. De plus, d'autres activités physiques pratiquées de façon individuelle n'ont pas été tenues en compte à cause de la difficulté des participants à les quantifier. Les activités physiques qui n'ont pas été comptabilisées sont probablement à la base de l'absence de différence posturale notée entre les différents groupes de personnes âgées lors du pré-test. De plus, 67% des personnes âgées du groupe contrôle et 50% des personnes âgées du groupe entraîné pratiquaient une activité physique organisée une fois par semaine (cours de conditionnement physique, cours d'aquaforme, cours de danse et groupe de Taï Chi [voir tableau V, page 70]). À notre étonnement, il semble que la pratique modeste d'activités physiques ait été suffisante pour conserver l'efficacité des mécanismes impliqués dans les corrections posturales en réponse à une perturbation.

En deuxième lieu, il est aussi possible que l'entraînement n'ait pas produit les effets escomptés à cause d'un manque de spécificité du programme d'entraînement

par rapport aux perturbations posturales utilisées lors des séances d'évaluation. Le programme d'entraînement était axé sur l'amélioration du contrôle de l'équilibre postural en condition non-perturbée (contrôle postural en continu). Il est connu que ce type de contrôle dépend de la sensibilité des informations sensorielles (visuelle, vestibulaire et proprioceptive) ainsi que de leur intégration aux centres supérieurs du système nerveux (Diener, Dichgans, Guschlbauer, et Bacher 1986; Diener, Dichgans, Guschlbauer et al., 1984; Woollacott, Shumway-Cook, et Nashner, 1982). Dans cette perspective, les séances d'entraînement comportaient des exercices d'équilibre et de marche qui ont été pratiqués sous plusieurs conditions sensorielles, tel à l'aveugle ou en condition d'informations vestibulaire et proprioceptive perturbées. Effectuer des exercices sous diverses conditions sensorielles avait pour objectif de stimuler les processus d'intégration qui, entre autres, sont responsables de rétablir l'état d'équilibre lors d'une perturbation posturale. Cependant, il est possible que ces mécanismes d'intégration soient surtout sollicités lors de perturbations posturales à basse fréquence (Diener, Dichgans, Bruzek, et Selinka, 1982; Diener et al., 1986; Diener, Dichgans, Guschlbauer et al., 1984) tandis que les effets de perturbations rapides et inattendues, comme c'était le cas dans le présent mémoire, seraient davantage contrecarrés par le déclenchement des réponses musculaires automatiques de longue latence (Diener, Dichgans, Bootz et al., 1984; Nashner 1976). Tel serait le cas parce que ces réponses réflexes interviendraient plus rapidement que les réponses basées sur les processus d'intégration centrale (Diener et al., 1982; Diener et al., 1986; Diener, Dichgans, Guschlbauer et al., 1984).

Le lien entre le déclenchement des réponses réflexes et le traitement des informations sensorielles reste encore méconnu. La proposition d'un manque de

spécificité du programme d'entraînement à cet égard est supportée par les travaux de Hu et Woollacott (1994a/b). Suite à un programme d'entraînement axé sur l'équilibre et l'intégration sensorielle, ces auteures ont observé une diminution significative de l'amplitude de l'oscillation posturale, induite par une perturbation à basse fréquence, chez des personnes âgées entraînées par comparaison avec des personnes âgées qui n'ont pas bénéficiées de l'entraînement. Cependant, aucun effet d'entraînement n'a été obtenu sur la stabilité posturale dans un contexte de perturbation rapide (translation de la surface de support à 31 cm/s). Dans ce dernier cas, l'amplitude maximale des déplacements angulaires aux chevilles, aux genoux et aux hanches, ainsi que l'activité musculaire réflexe des muscles du tronc et des membres inférieurs des personnes âgées entraînées ne se sont pas différenciées de celles qui n'ont pas participé à l'entraînement.

L'absence de différence entre les participants actifs et sédentaires (des groupes AS et AE) du présent projet suggère que, chez les personnes âgées autonomes, la pratique modeste d'une activité physique est suffisante pour assurer le maintien des processus de stabilisation requis pour contrer les effets d'une perturbation inopinée. À cet égard, il serait important de déterminer quel est le niveau d'activité physique minimal requis pour que le comportement postural des personnes âgées sédentaires demeure similaire à celui des personnes âgées actives, et ce, tout aussi bien dans des contextes de perturbations lentes que rapides.

Les effets du vieillissement

Les résultats portant sur la stabilité posturale indiquent que les perturbations qui se produisaient en condition d'équilibre orthostatique ont affecté davantage

l'équilibre des personnes âgées (peu importe leur habitude d'activité physique) que celui des jeunes adultes. L'amplitude de l'oscillation maximale du CdeM était plus grande chez les aînés que chez les jeunes adultes. Ce résultat corrobore ceux rapportés par Era et Heikkinen, (1985) et par Stelmach, Phillips et al. (1989). Les résultats obtenus dans le présent mémoire montrent également que la durée de la phase d'accélération du CdeM était plus longue chez les trois groupes d'aînés que chez les jeunes adultes. Ce résultat suggère que les mécanismes responsables de la décélération du CdeM, suite aux perturbations, sont intervenus tardivement chez les participants âgés. Deux causes peuvent expliquer cette différence entre les deux groupes d'âge.

Premièrement, cette différence pourrait être attribuable à des changements dus au vieillissement des fonctions neuromusculaires. À cet égard, il a été démontré que le temps d'amorce du réflexe d'étirement et des réponses musculaires antagonistes de longue latence des muscles distaux augmentait significativement avec l'avancement en âge (Nardone et al., 1995; Peterka et Black, 1990; Stelmach, Phillips et al., 1989; Woollacott et al., 1986). Deuxièmement, la différence observée entre les personnes âgées et les jeunes adultes en ce qui concerne la durée de la phase d'accélération pourrait aussi être attribuable au fait que la perte de sensibilité sensorielle associée à la sénescence a ralenti la détection des changements posturaux induits par les perturbations chez les aînés (Stelmach, Teasdale et al., 1989; Stelmach et Worringham 1985).

2. Performance à la tâche de pointage

Les résultats relatifs à la stabilité posturale indiquent que l'entraînement n'a pas apporté les effets recherchés sur l'équilibre postural des personnes âgées sédentaires entraînées. Il est cependant possible que l'entraînement ait diminué, chez ces dernières, la demande en attention requise pour la stabilisation nécessitée par la perturbation. Tel serait le cas si la performance à la tâche de pointage des personnes âgées entraînées était moins affectée par les perturbations que celle des personnes âgées n'ayant pas bénéficié du programme d'entraînement.

Effets des perturbations se produisant durant le mouvement de pointage

En premier lieu, il convient de préciser que, lors du pré-test, la performance à la tâche de pointage pour les essais non-perturbés était identique chez les trois groupes de participants âgés. Ces groupes étaient donc équivalents.

En deuxième lieu, la précision spatiale à la tâche de pointage s'est détériorée considérablement lorsque la perturbation se produisait pendant l'exécution de ce mouvement. L'erreur résultante de pointage et sa variabilité ont augmenté significativement lors des essais perturbés comparativement aux essais non-perturbés. Ceci indique que le retour à l'équilibre, suite aux perturbations, interfère avec l'exécution de la tâche de pointage. Brown et al. (1999) ont obtenu des effets similaires avec une tâche secondaire de nature cognitive. De plus, la détérioration observée pour la tâche de pointage était similaire pour les quatre groupes étudiés dans la présente étude, ce qui pourrait laisser croire que la tâche de pointage a été affectée de la même façon pour l'ensemble des participants. Cette proposition est cependant

peu probable. En effet, des différences observées entre les quatre groupes étudiés pour le temps de mouvement, la durée relative de la phase de correction et l'amplitude relative de la phase de correction indiquent des effets différenciés de la perturbation posturale en fonction de l'âge des participants et de leur niveau d'activité physique. Tout d'abord, chez les personnes âgées sédentaires (groupes AS et AE), la perturbation a entraîné une augmentation similaire du temps de mouvement et de la durée relative de la phase de correction. De plus, une augmentation de l'amplitude de la correction a aussi été notée chez ces participants. Ce dernier effet était cependant moins marqué pour le groupe sédentaire (AS) que pour le groupe entraîné (AE). Ces résultats indiquent que la correction requise par la perturbation était effectuée plus lentement chez le groupe de sédentaire que chez le groupe entraîné, ce qui suggère que le dernier groupe a été moins affecté par la perturbation que le groupe sédentaire.

Étant donné que la différence, notée ci-haut, entre les deux groupes a été observée au pré-test ainsi qu'au post-test, elle ne résulte donc pas de l'entraînement. Cependant, les personnes âgées actives et les jeunes adultes ont effectué leur mouvement de pointage sans que le temps de mouvement ou l'amplitude de la correction ne soient affectés par la perturbation. Les personnes âgées actives ont donc corrigé leur mouvement plus rapidement que les sédentaires (AS) ou entraînés (AE).

En somme, la précision spatiale des personnes âgées actives et des jeunes adultes a été affectée par la condition de perturbation de la même manière que celle des personnes âgées sédentaires (des groupes AE et AS). Toutefois, les personnes âgées actives et les jeunes adultes ont réalisé leur correction plus rapidement que ces dernières. Puisque la performance de pointage des personnes âgées actives a été moins influencée par la perturbation que celle des personnes âgées sédentaires des

deux groupes étudiés, il apparaît que la pratique d'activités physiques sur une base régulière permet probablement de diminuer la demande en attention requise pour réaliser les corrections posturales suite à une perturbation. Ceci suggère que l'activité physique pratiquée régulièrement chez les personnes âgées semble éliminer les effets du vieillissement sur les processus cognitifs impliqués dans le contrôle de l'équilibre.

Effets des perturbations se produisant durant l'intervalle de posture

Pour la condition expérimentale où les perturbations se produisaient lors de l'intervalle de posture, la tâche de stabilisation a très peu affecté celle de pointage. En effet, l'erreur résultante et le temps de mouvement de l'ensemble des participants étaient similaires à ceux obtenus lors des essais sans perturbation. La seule différence observée entre ces deux types d'essai est une augmentation de l'ampleur de la correction du mouvement de pointage chez les personnes âgées sédentaires (des groupes AE et AS). Ces résultats suggèrent que les effets posturaux induits par les perturbations s'étaient estompés avant que les participants effectuent la tâche de pointage. Ceci n'est pas étonnant étant donné que le délai entre l'occurrence de la perturbation et la présentation de la cible variait entre 2000 et 3000 ms. Il serait intéressant de déterminer le délai minimal requis pour conduire à ce résultat en fonction du vieillissement. Ce type de mesure permettrait d'estimer la période de temps pendant laquelle la stabilisation requiert de l'attention. Il est possible que la durée de cette période de temps puisse être diminuée par l'entraînement.

En résumé, les résultats relatifs à la tâche de pointage montrent que l'exécution de cette tâche n'a pas été altérée lorsque la perturbation se produisait avant son exécution. Par contre, on note une forte augmentation de l'erreur de

pointage lorsque la perturbation survenait pendant sa réalisation. L'entraînement de participants âgés sur une période de 13 semaines n'a pas diminué la demande en attention requise pour la stabilisation posturale. Cependant, la pratique régulière d'activités physiques sur une longue période (groupe de personnes âgées actives) semble avoir contribué à diminuer la demande en attention requise pour la stabilisation posturale.

Finalement, un dernier aspect des résultats mérite que l'on s'y attarde. Les effets des perturbations sur la stabilité posturale des participants ont été moins marqués au post-test qu'au pré-test. Des diminutions significatives de l'oscillation maximale du CdeM, de son accélération moyenne et de la valeur maximale du CdeP-CdeM_{négatif} ont été notées entre la première et la deuxième évaluation. Ces résultats suggèrent que les participants se sont familiarisés avec les conditions de perturbation. Il est possible que, lors la première évaluation, le comportement postural de ces derniers ait été affecté par la crainte de chuter puisque l'ampleur de la perturbation leur était inconnue. De plus, le comportement des participants peut aussi avoir été affecté par le fait que la surface de support était surélevée de 49,1 cm par rapport au plancher. La crainte de chuter, possiblement présente lors de la première évaluation, peut donc avoir été intensifiée par ce facteur.

LIMITES DE CE MÉMOIRE

Ce mémoire comporte certaines limites liées au montage expérimental et aux traitements expérimentaux.

Montage expérimental

Étant donné que la cible était présentée sur une surface fixe et rigide, il a été noté que les participants semblaient appliquer suffisamment de pression sur le stylet au moment du contact avec la table de numérisation pour s'aider à rétablir leur équilibre. Pour éviter que la cinématique du CdeP et du CdeM soit biaisée durant le moment précis pendant lequel le stylet était en contact avec la table de numérisation, les essais étaient analysés jusqu'au moment du contact. Si le mouvement de pointage avait été effectué vers un objet sur lequel les participants n'auraient pas pu s'appuyer, l'amplitude de l'oscillation maximale du CdeM induite par la perturbation aurait possiblement été plus grande puisque les participants auraient été obligés de décélérer d'eux-mêmes le balancement corporel antérieur créé par cette dernière. Dans ce cas, des pertes d'équilibre auraient possiblement été observées.

Traitements expérimentaux

Les effets des perturbations sur le contrôle médiolatéral de la stabilité posturale n'ont pas été évalués. La cinématique du CdeP et du CdeM a été analysée selon l'axe antéropostérieur puisque la perturbation et le mouvement de pointage manuel se produisaient selon cet axe. Afin de mieux évaluer les répercussions des perturbations sur le comportement postural des participants, il serait pertinent

d'analyser ultérieurement les composantes médiolatérales du CdeP et du CdeM. Les travaux de McIlroy et Maki (1996) ont démontré que les personnes âgées éprouvent de la difficulté à contrôler leur stabilité médiolatérale suite à des perturbations antéropostérieures. Il est donc possible que des effets du programme d'entraînement auraient pu être observés sur ce type de contrôle postural.

CONCLUSIONS

À la lumière des résultats obtenus dans ce mémoire, il apparaît que la pratique modeste d'activités physiques est suffisante pour permettre à des personnes âgées autonomes d'assurer leur stabilité posturale suite à une perturbation inopinée. Un entraînement axé sur l'équilibre, à une fréquence de 2 fois par semaine et sur une période de 13 semaines, ne semble pas être suffisant pour améliorer l'efficacité des réponses de correction. Toutefois, il appert que la pratique d'activités physiques sur une base régulière depuis quelques années diminue la demande en attention requise pour la stabilisation nécessitée par une perturbation posturale. Ceci suggère qu'une pratique régulière d'activités physiques semble ralentir, voire même éliminer les effets du vieillissement sur les processus cognitifs impliqués dans le contrôle postural. Sur la base de cette proposition, on peut supposer que les stimuli du quotidien (ex : le klaxon d'une voiture) affecteraient moins la stabilité posturale des personnes âgées actives que celles qui pratiquent peu ou pas d'activités physiques. L'impact de l'activité physique sur l'attention que requiert le contrôle postural devrait être étudié plus en profondeur dans des travaux de recherche ultérieurs. À cet effet, il serait important de déterminer quelles sont la fréquence et la durée d'entraînement minimales pour diminuer la demande en attention requise au contrôle postural.

BIBLIOGRAPHIE

Abbs, J. H., Gracco, V. L., & Cole, K. J. (1984). Control of multimovement coordination: sensorimotor mechanisms in speech motor programming. *J Motor Behav* **16**, 195-231.

Abernethy, B. (1988). Dual-task methodology and motor skills research : some applications and methodological constraints. *J Hum Movement Studies* **14**, 101-32.

Alexander, N. B., Shepard, N., Gu, M. J., & Schultz, A. (1992). Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: kinematics. *J Gerontol* **47**, M79-87.

Allum, J. H. J. (1983). Organization of stabilizing reflex responses in tibialis anterior muscles following ankle flexion perturbations of standing man. *Brain Res* **264**, 297-301.

Allum, J. H. J. & Büdingen, H. J. (1979). Coupled stretch reflexes in ankle muscles : an evaluation of the contributions of active muscle mechanisms to human posture stability. *Prog Brain Res* **50**, 185-95.

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

Aniansson, A., Grimby, F., & Gedberg, A. (1978). Muscle function in old age. *Scand J Rehabil Med Suppl* **6**, 43-9.

Black, S. E., Maki, B. E., & Fernie, G. R. (1994). Aging, imbalance, and falls. In J. A. Sharpe & H. O. Barber (eds.), *The Vestibulo-Ocular Reflex and Vertigo* (p. 1-24). New York : Raven Press.

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

Brown, L. A., Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1999). Attentional demands and postural recovery: the effects of aging. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **54**, M165-71.

Buckwalter, J. A., Kuettner, K. E., & Thonar, E. J. (1985). Age-related changes in articular cartilage proteoglycans: electron microscopic studies. *J Orthop Res* **3**, 251-7.

Calne, D. B. (1985). Normal aging of the nervous systems. In R. Andres, L. Bierman & W. R. Hazard (eds.), *Principles of Geriatric Medicine* (p. 231-5). New York: McGraw-Hill.

- 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. *J Gerontol* **44**, M112-7.
- Campbell, A. J., Borrie, M. J., Spears, G. F., Jackson, S. L., Brown, J. S., & Fitzgerald, J. L. (1990). Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing* **19**, 136-41.
- 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 Ageing* **10**, 264-70.
- Chen, H. C., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A., Giordani, B., Alexander, N. B., & Guire, K. E. (1996). Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **51**, M116-22.
- Diener, H. C., Dichgans, J., Bootz, F., & Bacher, M. (1984). Early stabilization of human posture after a sudden disturbance: influence of rate and amplitude of displacement. *Exp Brain Res* **56**, 126-34.
- Diener, H. C., Dichgans, J., Bruzek, W., & Selinka, H. (1982). Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Exp Brain Res* **45**, 126-32.
- Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., & Bacher, M. (1986). Role of visual and static vestibular influences on dynamic posture control. *Hum Neurobiol* **5**, 105-13.
- Diener, H. C., Dichgans, J., Guschlbauer, B., & Mau, H. (1984). The significance of proprioception on postural stabilization as assessed by ischemia. *Brain Res* **296**, 103-9.
- Duncan, P. W., Chandler, J., Studenski, S., Hughes, M., & Prescott, B. (1993). How do physiological components of balance affect mobility in elderly men? *Arch Phys Med Rehabil* **74**, 1343-9.
- Era, P. & Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol* **40**, 287-95.
- Gryfe, C. I., Amies, A., & Ashley, M. J. (1977). A longitudinal study of falls in an elderly population: I. Incidence and morbidity. *Age Ageing* **6**, 201-10.
- Gu, M-J., Schultz, A. B., Shepard, N. T., & Alexander, N. B. (1996). Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. *J Biomech* **29**, 319-29.

Hamlin, C. R. & Kohn, R. R. (1972). Determination of human chronological age by study of a collagen sample. *Exp Gerontol* **7**, 377-9.

Hauer, K., Rost, B., Rutschle, K., Opitz, H., Specht, N., Bartsch, P., Oster, P., & Schlierf, G. (2001). Exercise training for rehabilitation and secondary prevention of falls in geriatric patients with a history of injurious falls. *J Am Geriatr Soc* **49**, 10-20.

Horak, F. B. (1992). Motor control models underlying neurologic rehabilitation of posture in children. *Med Sport Sci* **36**, 21-30.

Horak, F. B. (1996). Adaptation of automatic postural responses. In J. Bloedel, T. J. Ebner & S. P. Wise (eds.), *Acquisition of Motor Behavior in Vertebrates* (p. 57-85). Cambridge, Mass : The MIT Press.

Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* **77**, 517-33.

Horak, F. B. & Macpherson, J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. In J. L. Smith (ed.), *Handbook of Physiology, Section 12, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems* (p. 255-92). New York, NY: Oxford University Press Inc.

Horak, F. B., Mirka, A., & Shupert, C. L. (1989). The role of peripheral vestibular disorders in postural dyscontrol in the elderly. In M. H. Woollacott & A. Shumway-Cook (eds.), *Development of Posture and Gait across the Lifespan*. Columbia : USC Press.

Horak, F. B. & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* **55**, 1369-81.

Horak, F. B., Shupert, C. L., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging* **10**, 727-38.

Hu, M. & Woollacott, M. H. (1994a). Multisensory training of standing balance in older adults: postural stability and one-leg stance balance. *J Gerontol* **49**, M52-61.

Hu, M. & Woollacott, M. H. (1994b). Multisensory training of standing balance in older adults: kinematic and electromyographic postural responses. *J Gerontol* **49**, M62-71.

Johnson, B. M., Miao, M., & Sadum, A. A. (1987). Age-related decline of human optic nerve. *Age* **10**, 5-9.

- Johnson, L. G. & Hawkins Jr, J. E. (1972). Sensory and neural degeneration with aging, as seen in microdissections of the inner ear. *Annals Otol Rhinol Laryngol* **81**, 179-93.
- Kenshalo, D. R. (1986). Somesthetic sensitivity in young and elderly humans. *J Gerontol* **41**, 732.
- Kerr, B., Condon, S. M., & McDonald, L. A. (1985). Cognitive spatial processing and the regulation of posture. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* **11**, 617-22.
- Keshner, E. A., Woollacott, M. H., & Debu, B. (1988). Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in humans. *Exp Brain Res* **71**, 455-66.
- Kokmen, E., Bossemeyer, R. W. Jr, & Williams, W. J. (1978). Quantitative evaluation of joint motion sensation in an aging population. *J Gerontol* **33**, 62-7.
- Kuo, A. D. & Zajac, F. E. (1993). Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog Brain Res* **97**, 349-58.
- Lafont, Ch., Dupui, Ph., Costes-Salon, M. C., Albarède, J. L., & Bessou, P. (1991). Aging and postural control. In J. L. Albarède & P. Vellas (eds.), *Facts and Research in Gerontology* (p. 151-93). Serdi, Paris.
- Lajoie, Y., Teasdale, N., Bard, C., & Fleury, M. (1993). Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res* **97**, 139-44.
- Lazowski, D. A., Ecclestone, N. A., Myers, A. M., Paterson, D. H., Tudor-Locke, C., Fitzgerald, C., Jones, G., Shima, N., & Cunningham, D. A. (1999). A randomized outcome evaluation of group exercise programs in long-term care institutions. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **54**, M621-8.
- Liebowitz, H. W., Rodemer, C. S., & Dichgans, J. (1979). The independence of dynamic spatial orientation from luminance and refractive error. *Percept Psychophys* **25**, 75-9.
- Lipsitz, L. A. & Goldberger, A. L. (1992). Loss of 'complexity' and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA* **267**, 1806-9.
- Lord, S. R., Caplan, G. A., & Ward, J. A. (1993). Balance, reaction time, and muscle strength in exercising and nonexercising older women: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* **74**, 837-9.
- Lord, S. R. & Castell, S. (1994). Physical activity program for older persons: effect on balance, strength, neuromuscular control, and reaction time. *Arch Phys Med Rehabil* **75**, 648-52.

- Lord, S. R., Clark, R. D., & Webster, I. W. (1991a). Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol* **46**, M69-76.
- Lord, S. R., Clark, R. D., & Webster, I. W. (1991b). Physiological factors associated with falls in an elderly population. *J Am Geriatr Soc* **39**, 1194-200.
- Lord, S. R., Ward, J. A., & Williams, P. (1996). Exercise effect on dynamic stability in older women: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* **77**, 232-6.
- Maki, B. E. & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clin Geriatr Med* **12**, 635-58.
- Maki, B. E. & Whitelaw, R. S. (1993). Influence of expectation and arousal on center-of-pressure responses to transient postural perturbations. *J Vestib Res* **3**, 25-39.
- Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., & Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *J Gerontol* **44**, M118-27.
- Marsh, A. P. & Geel, S. E. (2000). The effect of age on the attentional demands of postural control. *Gait Posture* **12**, 105-13.
- Maylor, E. A. & Wing, A. M. (1996). Age differences in postural stability are increased by additional cognitive demands. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci* **51**, P143-54.
- McCollum, G., Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1984). Parsimony in neural calculations for postural movements. In J. Bloedel, J. Dichgans & W. Precht (eds.), *Cerebellar functions* (p. 52-65). Berlin : Springer-Verlag.
- McDowd, J. M. & Birren, J. E. (1990). Aging and attentional processes. In J. E. Birren & K. W. Schaie (eds.), *Handbook of the Psychology of Aging*. San Diego, CA : Academic Press.
- McIlroy, W. E. & Maki, B. E. (1993a). Task constraints on foot movement and the incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance. *Brain Res* **616**, 30-8.
- McIlroy, W. E. & Maki, B. E. (1993b). Do anticipatory postural adjustments precede compensatory stepping reactions evoked by perturbation? *Neurosci Lett* **164**, 199-202.
- McIlroy, W. E. & Maki, B. E. (1995). Adaptive changes to compensatory stepping responses. *Gait Posture* **3**, 43-50

- McIlroy, W. E. & Maki, B. E. (1996). Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. *J Gerontol* **51A**, M289-96.
- Nardone, A., Corra, T., & Schieppati, M. (1990). Different activations of the soleus and gastrocnemii muscles in response to various types of stance perturbation in man. *Exp Brain Res* **80**, 323-32.
- Nardone, A., Siliotto, R., Grasso, M., & Schieppati, M. (1995). Influence of aging on leg muscle reflex responses to stance perturbation. *Arch Phys Med Rehabil* **76**, 158-65.
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res* **26**, 59-72.
- Nashner, L. M. & Cordo, P. J. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Exp Brain Res* **43**, 395-405.
- Nashner, L. M. & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci* **8**, 135-72.
- Nevitt, M. C., Cummings, S. R., & Hudes, E. S. (1991). Risk factors for injurious falls: a prospective study. *J Gerontol* **46**, M164-70.
- Nevitt, M. C., Cummings, S. R., Kidd, S., & Black, D. (1989). Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study. *JAMA* **261**, 2663-8.
- O'Loughlin, J. L., Robitaille, Y., Boivin, J. F., & Suissa, S. (1993). Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *Am J Epidemiol* **137**, 342-54.
- Paige, G. D. (1991). The aging vestibulo-ocular reflex (VOR) and adaptive plasticity. *Acta Otolaryngol Suppl* **481**, 297-300.
- Patla, A. E., Frank, J. S., & Winter, D. A. (1992). Balance control in the elderly: implications for clinical assessment and rehabilitation. *Can J Public Health* **83 Suppl 2**, S29-33.
- Perrin, P. P., Gauchard, G. C., Perrot, C., & Jeandel, C. (1999). Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *Br J Sports Med* **33**, 121-6.
- Perry, B. C. (1982). Falls among the elderly: a review of the methods and conclusions of epidemiologic studies. *J Am Geriatr Soc* **30**, 367-71.
- Peterka, R. J. & Black, F. O. (1990-1991). Age-related changes in human posture control: sensory organization tests. *J Vestib Res* **1**, 73-85.

- Prince, F., Corriveau, H., Hébert, R., & Winter, D.A. (1997). Gait in the elderly. *Gait Posture* **5**, 128-35.
- Prudham, D. & Evans, J., G. (1981). Factors associated with falls in the elderly: a community study. *Age Ageing* **10**, 141-6.
- Rankin, J. K., Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Brown, L. A. (2000). Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **55**, M112-9.
- Rigby, B. J. (1983). Aging pattern in collagen in vivo and vitro. *J Soc Cosmet Chem* **34**, 439-51.
- Rogers, J. & Bloom, F. E. (1985). Neurotransmitter metabolism and function in the aging central nervous system. In C. Finch & E. L. Schneider (eds.), *Handbook of the Biology of Aging*, 2nd edition. New York: Van Nostrand Reinhold.
- Rooks, D. S., Kiel, D. P., Parsons, C., & Hayes, W. C. (1997). Self-paced resistance training and walking exercise in community-dwelling older adults: effects on neuromotor performance. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **52**, M161-8.
- Rosenhall, U. (1973). Degenerative patterns in the aging human vestibular neuroepithelia, *Acta Otolaryngol* **76**, 208-20.
- Rosenhall, U. & Rubin, W. (1975). Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. *Acta Otolaryngol* **79**, 67-80.
- Rubenstein, L. Z., Josephson, K. R., Trueblood, P. R., Loy, S., Harker, J. O., Pietruszka, F. M., & Robbins, A. S. (2000). Effects of a group exercise program on strength, mobility, and falls among fall-prone elderly men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **55**, M317-21.
- Schmidt, R. A. & Timothy, D. L. (1999). *Motor Control and Learning : A Behavioral Emphasis* (3rd ed.). Windsor, On (Canada) : Human Kinetics.
- Sekuler, R. & Hutman, L. P. (1980). Spatial vision and aging. I: Contrast sensitivity. *J Gerontol* **35**, 692-9.
- Sheldon, J. H. (1963). The effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin* **5**, 129-38.
- Shumway-Cook, A., Gruber, W., Baldwin, M., & Liao, S. (1997). The effect of multidimensional exercises on balance, mobility, and fall risk in community-dwelling older adults. *Phys Ther* **77**, 46-57.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (1995). *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore, Md : Williams & Wilkins.

- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. (2000). Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **55**, M10-6.
- Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A., & Baldwin, M. (1997). The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **52**, M232-40.
- Skinner, H. B., Barrack, R. L., & Cook, S. D. (1984). Age-related decline in proprioception. *Clin Orthop* 208-11.
- Stelmach, G. E., Phillips, J., DiFabio, R. P., & Teasdale, N. (1989). Age, functional postural reflexes, and voluntary sway. *J Gerontol* **44**, B100-6.
- Stelmach, G. E. & Sirica, A. (1986). Aging and proprioception. *Age* **9**, 99-103.
- Stelmach, G. E., Teasdale, N., Di Fabio, R. P., & Phillips, J. (1989). Age related decline in postural control mechanisms. *Int J Aging Hum Dev* **29**, 205-23.
- Stelmach, G. E. & Worringham, C. J. (1985). Sensorimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly. *Clin Geriatr Med* **1**, 679-94.
- Straube, A., Botzel, K., Hawken, M., Paulus, W., & Brandt, T. (1988). Postural control in the elderly: Differential effects of visual, vestibular, and somatosensory input. In B. Ambland, A. Berthoz & F. Clarac (eds.), *Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation* (p.105-14). Amsterdam : Elsevier.
- Teasdale, N., Bard, C., Dadouchi, F., Fleury, M., Larue, J., & Stelmach, G.E. (1992). Posture and elderly persons : evidence for deficits in the central integrative mechanisms. In G.E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in Motor Behavior II* (p. 917-31). Elsevier Science Publishers B. V.
- Teasdale, N., Bard, C., LaRue, J., & Fleury, M. (1993). On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Aging Res* **19**, 1-13.
- Teasdale, N., Stelmach, G. E., & Breunig, A. (1991). Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *J Gerontol* **46**, B238-44.
- Tinetti, M. E., Liu, W. L., & Claus, E. B. (1993). Predictors and prognosis of inability to get up after falls among elderly persons. *JAMA* **269**, 65-70.
- Tinetti, M. E. & Speechley, M. (1989). Prevention of falls among the elderly. *N Engl J Med* **320**, 1055-9.
- Tinetti, M. E., Speechley, M., & Ginter, S. F. (1988). Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* **319**, 1701-7.

Tinetti, M. E., Williams, T. F., & Mayewski, R. (1986). Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* **80**, 429-34.

Trickey, F., Robitaille, Y., Laforest, S., Gosselin, C., & Parisien, M. (1999). *Évaluation du Programme Intégré d'Équilibre Dynamique (P.I.E.D.) pour la prévention des chutes chez les aînés*. Direction de la santé publique, Régie régionale de la santé et des services sociaux de Montréal-Centre, Montréal (Canada).

Trickey, F., Robitaille, Y., Laforest, S., Gosselin, C., & Parisien, M. (1999). *Guide d'animation : Programme Intégré d'Équilibre Dynamique (P.I.E.D.)*. Direction de la santé publique, Régie régionale de la santé et des services sociaux de Montréal-Centre, Montréal (Canada).

Vandervoort, A. A. (1992). Effects of ageing on human neuromuscular function: implications for exercise. *Can J Sport Sci* **17**, 178-84.

Vellas, B.J., Wayne, S.J., Garry, P.J., & Baumgartner, R.N. (1998). A two-year longitudinal study of falls in 482 community-dwelling elderly adults. *J Gerontol* **53A**, M264-74.

Verrillo, R. T. & Verrillo, V. (1985). Sensory and perceptual performance. In N. Charness (ed.), *Aging and Human Performance* (p. 1). New York : John Wiley & Sons.

Whanger, A. D. & Wang, A. S. (1974). Clinical correlates of the vibratory sense in elderly psychiatric patients. *J Gerontol* **29**, 39-45.

Whipple, R. H., Wolfson, L. I., & Amerman, P. M. (1987). The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents : an isokinetic study. *J Am Geriatr Soc* **35**, 13-20.

Winter, D. A. (1987). Sagittal plane balance and posture in human walking. *IEEE Trans Med Biol* **9**, 8-11.

Winter, D. A. (1995). *A.B.C of Balance During Standing and Walking*. Waterloo (Canada) : Waterloo Biomechanics.

Wolfson, L., Whipple, R., Derby, C. A., Amerman, P., Murphy, T., Tobin, J. N., & Nashner, L. (1992). A dynamic posturography study of balance in healthy elderly. *Neurology* **42**, 2069-75.

Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Nashner, L. M. (1982). Postural reflexes in aging. In J. A. Mortimer, F. J. Pirozzolo, & J. G. Maletta, (eds.), *The Aging Motor System* (p. 98-119). Praeger : New York.

Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Nashner, L. M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *Int J Aging Hum Dev* **23**, 97-114.

Woollacott, M. H., von Hosten, C., & Rösblad, B. (1988). Relation between muscle response onset and body segmental movements during postural perturbations in humans. *Exp Brain Res* **72**, 593-604.

Wu, G. (1998). Examination of trial-independent characteristics of body kinematics in response to similar postural perturbations. *Gait Posture* **7**, 110-6.

ANNEXE
(Questionnaires)

du groupe du participant : _____

Questionnaire Médical

Ce questionnaire a pour objectifs de mieux connaître votre état de santé et de mieux comprendre les résultats des évaluations de l'équilibre postural.

Quels sont vos nom et prénom ? _____

Quel est votre sexe ? _____

Quel est votre âge ? _____

- | ➤ Entourez votre réponse et précisez | | | Précisions |
|--|-----|-----|-------------------|
| 1. Avez-vous des troubles cardiaques (infarctus du myocarde, angine) ?
Si oui, lesquels ? | Oui | Non | _____
_____ |
| 2. Faites-vous de l'hypertension artérielle (pression artérielle > 140/90 mm Hg) ? | Oui | Non | |
| 3. Faites-vous de l'hypotension artérielle (basse pression) ? | Oui | Non | |
| 4. Faites-vous de l'hypotension orthostatique (une chute de la pression artérielle systolique de 20 mm Hg ou plus lors du passage de la position couchée à debout) ? | Oui | Non | |
| 5. Avez-vous des troubles neurologiques ou de motricité pouvant affecter l'exécution de la tâche demandée (exemple: Alzheimer, Parkinson, sclérose en plaques,) ? Si oui, lesquels ? | Oui | Non | _____
_____ |
| 6. Avez-vous déjà souffert d'un AVC (accident vasculaire cérébral) ? | Oui | Non | |
| 7. Faites-vous du diabète ?
Si oui, depuis combien de temps ? | Oui | Non | _____ |
| 8. Etes-vous atteint(e) de neuropathie périphérique ? | Oui | Non | |
| 9. Etes-vous atteint(e) d'hypoglycémie ? | Oui | Non | |
| 10. Etes-vous atteint(e) de spasticités ou de faiblesses musculaires au niveau des membres inférieurs ? | Oui | Non | |

11. Avez-vous des problèmes orthopédiques (fracture, prothèse, arthrose) ? Si oui, lesquels ? Oui Non _____

12. Avez-vous des problèmes de vertige ou d'étourdissement ? Si oui, à quelle fréquence ? Oui Non _____
13. Avez-vous des troubles liés à votre système vestibulaire ? Si oui, quels sont les effets ? Oui Non _____

14. Prenez-vous des médicaments ? Oui Non 1) _____
15. Si oui, lesquels ? 2) _____
 3) _____
 4) _____
 5) _____
 6) _____
16. Est-ce que ces médicaments peuvent affecter votre équilibre ? Oui Non
17. Avez-vous chuté durant les six derniers mois ? Si oui, combien de fois ? Oui Non 1 2 3 4 5 6+
18. Avez-vous des restrictions concernant la pratique d'activité physique ? Si oui, lesquelles ? Oui Non _____

19. Comment considérez-vous votre état de santé comparativement aux personnes de votre âge ? Moins bon Pareil Meilleur
20. Portez-vous des lunettes ? Oui Non
- Si oui, quels sont vos troubles visuels ? _____

Date : _____

du groupe du participant : _____

Date : _____

Questionnaire sur les habitudes d'activité physique

Nom et Prénom du participant : _____

- | | | | |
|--|------------------------------------|---|--|
| 1. Pratiquez-vous au moins une activité physique organisée ? | Oui | Non | |
| 2. Quelle est votre fréquence moyenne d'activité physique par semaine ? | 1 fois | 2 fois | 3 fois et plus |
| 3. Quelle est votre durée moyenne d'exercice ? | Entre 10 à 20 minutes | Entre 30 à 45 minutes | Environ 60 minutes ou plus |
| 4. Quelle est votre intensité moyenne d'exercice ? | Faible (peu de sensation d'effort) | Modérée (effort moyen et respiration accélérée) | Élevée (effort intense et essoufflement) |
| 5. Comment considérez-vous votre condition physique comparativement aux personnes de votre âge ? | Moindre | Aussi bonne | Meilleure |
| 6. Quel type d'activité physique pratiquez-vous habituellement ? | Cardio-vasculaire | Renforcement musculaire | Les deux |
| 7. Avez-vous déjà participé à un programme d'entraînement de l'équilibre ? | Oui | Non | |
| Si oui quand ? | | | _____ |
| Quelle était la durée du programme ? | | | _____ |
| 8. Depuis combien de temps pratiquez-vous de l'activité physique sur une base régulière (au moins deux fois par semaine) ? | _____ | | |

9. Quelles sont les activités physiques que vous pratiquez fréquemment ? _____

Si vous êtes une personne qui ne pratique pas d'activité physique organisée, veuillez répondre aux questions suivantes (questions 10 à 12):

			Fréquence par semaine
Avez-vous l'habitude d'aller marcher ?	Oui	Non	_____
Allez-vous vous baigner fréquemment ?	Oui	Non	_____
Faites-vous de la danse ?	Oui	Non	_____

10. Discutez brièvement de vos habitudes d'activité physique

Section réservée aux personnes qui vont participer au programme d'entraînement

Avez-vous des contre-indications à l'exercice physique (demandez à votre médecin en cas de doute) ?

Oui Non

Si oui lesquelles ? _____
