



HAL
open science

KINÉSITHÉRAPIE ET AMÉLIORATION DU CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE DU SUJET ÂGÉ : EFFETS DE TRAITEMENTS COGNITIFS, MANUELS ET INSTRUMENTAUX

Jacques Vaillant

► **To cite this version:**

Jacques Vaillant. KINÉSITHÉRAPIE ET AMÉLIORATION DU CONTRÔLE DE L'ÉQUILIBRE DU SUJET ÂGÉ : EFFETS DE TRAITEMENTS COGNITIFS, MANUELS ET INSTRUMENTAUX. Neurosciences [q-bio.NC]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2004. Français. NNT: . tel-00184980

HAL Id: tel-00184980

<https://theses.hal.science/tel-00184980>

Submitted on 4 Nov 2007

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

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

Université Grenoble 1 – Joseph Fourier

Ecole doctorale « Ingénierie pour la santé, la cognition et l'environnement »

THÈSE

Pour obtenir le grade de

Docteur de l'université Grenoble 1 – Joseph Fourier

Discipline : **Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Présentée et soutenue publiquement

Le 6 décembre 2004 par

Jacques VAILLANT

**KINÉSITHÉRAPIE ET AMÉLIORATION DU CONTRÔLE
DE L'ÉQUILIBRE DU SUJET ÂGÉ :
EFFETS DE TRAITEMENTS
COGNITIFS, MANUELS ET INSTRUMENTAUX**

Sous la direction de Robert JUVIN et Vincent NOUGIER

Jury :

Régis GONTHIER, Professeur, Université de Saint-Etienne (Rapporteur)

Robert JUVIN, Professeur, Université de Grenoble 1

Vincent NOUGIER, Professeur, Université de Grenoble 1

Philippe PERRIN, Professeur, Université de Nancy 1 (Rapporteur)

François PLAS, Kinésithérapeute, Directeur des Soins (Invité)

Philippe THOUMIE, Professeur, Université de Paris 6 (Président)

*« Vieillir c'est organiser
sa jeunesse au cours des ans. »*

Paul Éluard (Poésie ininterrompue, *Ailleurs, ici, partout*)

Résumé

Le vieillissement des systèmes sensoriels, effecteurs et cognitifs, participant au contrôle postural, induit une diminution des capacités fonctionnelles pouvant conduire à la chute chez la personne âgée. Les conséquences en terme de coût humain et économique justifient l'intérêt qui est porté aujourd'hui à leur prévention. L'objectif général de ce travail doctoral rentre dans cette problématique, en se focalisant plus particulièrement sur l'évaluation de l'efficacité de différentes prises en charge kinésithérapiques sur le contrôle de la posture des personnes âgées. Après s'être assuré de l'intérêt de diverses méthodes d'évaluation clinique et instrumentale, nous avons, d'une part, étudié l'effet à court et moyen terme d'un programme de kinésithérapie de groupe associant techniques sensorimotrices, éducatives et manipulations cognitives et, d'autre part, testé sélectivement les effets à court terme de différentes techniques régionales couramment pratiquées par les kinésithérapeutes (techniques de massage et étirements) et d'une technique d'autoentraînement. Dans leur ensemble, les résultats montrent un effet positif sur les performances cliniques et le contrôle de la posture à court terme pour les techniques prises isolément et à moyen et long terme, pour le programme de kinésithérapie. La traduction dans les situations fonctionnelles de vie quotidienne et la diminution du risque de chute restent à étudier.

Mots clés : kinésithérapie, vieillissement, contrôle de la posture, manipulation sensorielle, neuromusculaire et cognitive, étirement musculaire, massage.

Summary

Improvement of control of balance in elderly subjects following a physical therapy program: effects of cognitive, manual and instrumental treatments

The ageing of cognitive, sensory, and motor systems, involved in postural control, induces a reduction of the functional capacities in the elderly, leading to an increased risk of falling. The consequences in terms of human and economic costs justify a growing interest in prevention. The general aim of this doctoral dissertation was to assess the efficiency of various physical therapies on the control of posture in elderly people. After evaluating various methods of clinical and instrumental investigation, we studied, on the one hand, the short- and medium-term effects of a program of sensorimotor, educational physical therapy of group, associating technical and cognitive handling. On the other hand, we selectively tested the short-term effects of various regional techniques usually practised by the physical therapists (massage and stretching) as well as self-training techniques. Overall, our results showed a positive effect on the clinical performances and control of short-term posture for the techniques taken separately, and in the medium- and long-term, for the program of physical therapy. The transfer to functional situations of everyday life and the reduction of the risk of falling remain to be studied.

Key-words:

physical therapy, ageing, postural control, sensory neuromuscular and cognitive manipulation, stretching, massage

Remerciements

Cette formation doctorale représente cinq années de travail en lien avec le laboratoire « Sport et Performance motrice » de l'université Joseph Fourier – Grenoble 1. Mes activités professionnelles, mon expérience de kinésithérapeute ont été parfois des freins, mais souvent un élément de motivation supplémentaire pour achever ce projet. Mes premiers remerciements vont bien naturellement à mes deux directeurs pour m'avoir aidé à gérer ces contraintes. Merci à Vincent Nougier qui a su construire un parcours initiatique exigeant pour m'aider à appréhender toutes les dimensions et les exigences de la recherche. Merci pour son soutien scientifique. Merci à Monsieur Robert Juvin, pour son humanisme et ses encouragements. Son aide a été déterminante pour le recrutement des patients et la mise en œuvre de ce travail.

Je souhaite également remercier Nicolas Vuillerme, tout d'abord collègue doctorant, puis devenu docteur ès sciences et conseiller avisé. Sa jeune expérience, son enthousiasme, sa pugnacité m'ont évité bien des embûches matérielles et morales. Mes travaux font, naturellement, suite aux siens dans le champ plus particulier de la thérapie. Je lui souhaite l'occasion d'encadrer, plus officiellement, de nombreuses thèses de doctorat.

Je remercie Madame Geneviève Plas pour avoir facilité la participation des résidents de la maison de retraite qu'elle dirige, Monsieur le Docteur Jacques Parisot (médecin conseil) pour m'avoir permis d'accéder au service de santé et aux dispensaires de la Société de Secours Minière Alpes-Rhône et Monsieur le Docteur Louis pour l'accueil et les facilités qu'il nous a offerts lors de nos visites au centre pneumologique Henri Bazire.

J'associe indirectement à ce travail Monsieur le Pr Michel Revel auprès duquel j'ai eu le plaisir de travailler pendant plus de huit années. Il m'a transmis le goût de la recherche, me guidant lors de mes premières publications professionnelles et m'apprenant à remettre en cause les fausses évidences de la pratique.

Merci à François Plas qui, dans le même temps qu'il impulsait à l'école de kinésithérapie du CHU de Grenoble la première formation universitaire de kinésithérapeute en France, m'encourageait à me lancer dans ce parcours de formation suivi par les enseignants-chercheurs universitaires.

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance à Messieurs Régis Gonthier, Philippe Perrin et Philippe Thoumie pour avoir accepté d'évaluer ce travail.

Je remercie également mes nombreux consocieurs et confrères pour diverses contributions : Bernard Coche, Françoise Godillot, Brigitte Dufour (élaboration et réalisation de la kinésithérapie sur le plateau Matheysin) ; Pascale Martigné, Stéphanie Laurent, Régis Rousset, Audrey Janvy, Audrey Roulland (participation à la recherche) ; Jean-Louis Caillat-Miousse (conseils pour le traitement statistique des données) et Patrice Renard, Renaud Braujou, Bernard Valembois, Michel Dufour et l'équipe des kinésithérapeutes de St-Julien de Ratz (diverses contributions). Je témoigne également ma gratitude à madame Bodo et à son équipe administrative (société de secours minière Alpes-Rhône) pour l'aide dans l'organisation matérielle de la première partie de ce travail.

Je n'oublie pas le soutien de toute l'école de kinésithérapie du CHU de Grenoble.

Enfin, tout ce travail n'aurait pu se faire sans le concours de près de 250 personnes de tous âges. Je les remercie de m'avoir donné de leur « énergie » et de leur temps.

Ce travail a bénéficié du soutien matériel ou financier des institutions suivantes :

Centre de pneumologie Henri Bazire (St-Julien-de-Ratz – 38)

Centre Hospitalier Universitaire de Grenoble (Programme annuel de recherche clinique 2002)

Hôpital de St-Laurent-du-Pont (38)

Laboratoire « Sport & Performances motrice », Université Joseph Fourier (Grenoble - 38)

Maison de retraite « Le Parc » (Domène – 38)

Société de Secours Minière Alpes-Rhône (La Mure d'Isère, La Motte d'Aveillans – 38)

Table des matières

LEGENDES DES FIGURES	XII
LEGENDES DES TABLEAUX.....	XV
CHAPITRE I : PREAMBULE.....	16
PARTIE I.....	19
CHAPITRE II : GENERALITES SUR LA CHUTE DE LA PERSONNE AGEE.....	20
II.1 - ÉPIDEMIOLOGIE ET CIRCONSTANCE DES CHUTES	20
II.2 - CONSEQUENCES MUSCULO-SQUELETTIQUES DES CHUTES	21
II.3 - INCAPACITES FONCTIONNELLES ET HANDICAP A LA SUITE DES CHUTES.....	22
II.4 - LE COUT HUMAIN ET ECONOMIQUE DES CHUTES	24
II.5 - LES FACTEURS DE CHUTE	25
II.5.1 - <i>Le processus de vieillissement</i>	25
II.5.2 - <i>Les sujets sont encore actifs et prennent parfois des risques</i>	26
II.5.3 - <i>La peur de tomber</i>	26
II.5.4 - <i>L'atteinte par une maladie</i>	27
Les affections neurologiques et neuromusculaires.....	28
Les affections musculo-squelettiques.....	28
Les affections cardiovasculaires.....	30
Les troubles de la vue.....	31
II.5.5 - <i>La consommation médicamenteuse</i>	32
II.5.6 - <i>L'environnement de vie</i>	32
CONCLUSION	33
CHAPITRE III - LES LIMITATIONS FONCTIONNELLES LIEES A L'AGE	35
III.1- LA MARCHÉ	36
III.1.1 - <i>Contrôle de la marche</i>	37
III.1.2 - <i>Vieillesse et modification des paramètres de marche</i>	38
III.1.3 - <i>Environnement et modifications de la marche</i>	40
III.1.4 - <i>Éléments perturbateurs et marche</i>	41
III.1.5 - <i>Éléments facilitateurs et marche</i>	41
III.1.6 - <i>Perturbations du mouvement et conséquences sur la marche</i>	41
Coordination musculaire et amplitudes articulaires dynamiques	42
Stratégies compensatoires	42
III.1.7 - <i>Physiopathologie des modifications de la marche</i>	43
III.2 - AUTRES FONCTIONS DE LA VIE QUOTIDIENNE	44
III.2.1 - <i>S'asseoir et se lever</i>	44
III.2.2 - <i>La rétroimpulsion des sujets très âgés</i>	44

III.2.3 - La capacité gestuelle générale.....	45
CONCLUSION	46
CHAPITRE IV - ÉVALUATION DE L'ÉQUILIBRE, DU RISQUE DE CHUTE ET DES FONCTIONS LOCOMOTRICES CHEZ LES SUJETS AGES.....	47
IV.1 - LES TESTS D'ÉQUILIBRE.....	47
IV.1.1 - Épreuve chronométrée en appui bipodal	48
IV.1.2 - « One leg balance » ou épreuve chronométrée en appui monopodal	48
IV.1.3 - « Functional Reach Test ».....	50
IV.1.4 - « Lateral Reach Test »	52
IV.2 - LES TESTS DE LOCOMOTION.....	53
IV.2.1 - « Hopping test performance » ou saut en longueur	53
IV.2.2 - « Timed chair rise » ou test de relevé de la chaise.....	54
IV.2.3 - Vitesse de marche.....	55
IV.2.4 - « six-minute walk test » ou test de marche de six minutes.....	56
IV.2.5 - « Get-up and Go test »	57
IV.2.6 - « Timed Up & Go test »	57
IV.2.7 - Timed Up & Go test et tâches associées	59
IV.2.8 - « Stops walking when talking »	60
IV.2.9 - Marche selon la figure du « 8 »	60
IV.3 - LES TESTS CLINIQUES A CRITERES MULTIPLES	60
IV.3.1 - Performance-Oriented Mobility Assessment ou test de Tinetti	61
IV.3.2 - Le « Postural Stress Test ».....	62
IV.3.3 - La « Gait Abnormality Rating Scale »	63
IV.3.4 - L'échelle d'équilibre de Berg ou « Berg Balance Scale ».....	64
IV.3.5 - Épreuve multitâche de Topp.....	65
IV.4 - AUTRES INSTRUMENTS D'ÉVALUATION FONCTIONNELLE OU DE L'ÉQUILIBRE	66
IV.4.1 - « Clinical Test of Sensory Interaction and Balance »	66
IV.4.2 - « Fast Evaluation of Mobility, Balance, and Fear ».....	67
IV.4.3 - « Multidimensional Functional Assessment of the Older Adult Questionnaire ».....	69
IV.4.4 - « Short physical performance battery for lower extremity function ».....	69
IV.4.5 - « Physical Performance Test ».....	70
IV.4.6 - « Falls Efficacy Scale ».....	71
IV.4.7 - « Extra-laboratory Gait Assessment Method »	71
IV.4.8 - « Elderly Fall Screening Test ».....	72
IV.4.9 - Score « STATIFY ».....	72
IV.4.10 - « Timed Movement Battery ».....	73
IV.5 - LES TESTS SUR PLATE-FORME DE FORCE	73
IV.5.1 - Les paramètres étudiés.....	74
Systèmes sensoriels évalués.....	74
Fréquence d'échantillonnage.....	74

Paramètres étudiés.....	75
<i>IV.5.2 Les différents types de plates-formes.....</i>	<i>77</i>
Les plates-formes stables ou statiques.....	77
Les plates-formes instables non servocommandées.....	78
Les plates-formes instables servocommandées.....	78
Les autres modèles existants.....	79
<i>IV.5.3 - Méthodologie d'utilisation.....</i>	<i>79</i>
Modification du référentiel du sujet.....	79
Modification de l'appui sur le support.....	80
Modification des consignes (test de limite de stabilité).....	80
<i>IV.5.4 - Fiabilité, validité et sensibilité des mesures par plate-forme.....</i>	<i>82</i>
<i>IV.5.5 - Comparaison des performances aux tests sur plate-forme et aux tests cliniques.....</i>	<i>84</i>
CONCLUSION.....	85
CHAPITRE V. ÉQUILIBRE DES SUJETS AGES ET CHARGE COGNITIVE.....	86
V.1 - DEMANDE D'ATTENTION ET CONTROLE POSTURAL.....	86
V.2 - TACHE COGNITIVE ET REPONSES NEUROMUSCULAIRES.....	89
V.3 - CHANGEMENT D'INFORMATION SENSORIELLE ET EQUILIBRE.....	91
CONCLUSION.....	92
CHAPITRE VI - ACTIVITES PHYSIQUES ET KINESITHERAPIE POUR PREVENIR LES EFFETS DU VIEILLISSEMENT.....	93
VI.1 - PROGRAMMES D'ENTRAINEMENT PHYSIQUE ET DE KINESITHERAPIE.....	94
<i>VI.1.1 - Effets de l'entraînement sur le renforcement musculaire.....</i>	<i>95</i>
<i>VI.1.2 - Effets de l'entraînement sur l'endurance.....</i>	<i>99</i>
<i>VI.1.3 - Effets de l'entraînement de l'équilibre.....</i>	<i>101</i>
VI.2 - ENTRAINEMENT PAR ACTIVITES SPORTIVES.....	103
VI.3 - ENTRAINEMENT PAR METHODES MULTIPLES.....	104
VI.4 - PROGRAMMES A DOMICILE.....	107
CONCLUSION.....	109
PARTIE EXPÉRIMENTALE A.....	110
EXPÉRIENCE N°1 : CORRELATION DES PERFORMANCES SUR PLATE-FORME ET DES PERFORMANCES CLINIQUES.....	111
<i>Population et méthode.....</i>	<i>111</i>
<i>Résultats et discussion.....</i>	<i>113</i>
EXPÉRIENCE N°2 : PERFORMANCES AUX TESTS CLINIQUES AVEC ET SANS L'ADDITION D'UNE CHARGE COGNITIVE.....	116
<i>Population, matériel et méthode.....</i>	<i>116</i>
<i>Résultats et discussion.....</i>	<i>117</i>
EXPÉRIENCE N°3 : TRAITEMENT KINESITHERAPIQUE ASSOCIE A UN ENTRAINEMENT COGNITIF (EVALUATION PAR LES PERFORMANCES SUR PLATE-FORME DE FORCE).....	124

<i>Population, matériel et méthode</i>	124
<i>Résultats et discussion</i>	125
EXPÉRIENCE N°4 : TRAITEMENT KINESITHERAPIQUE ASSOCIE A UN ENTRAINEMENT COGNITIF (EVALUATION PAR LES PERFORMANCES CLINIQUES)	128
<i>Population, matériel et méthode</i>	128
<i>Résultats et discussion</i>	128
CONCLUSION DE LA PARTIE I.....	133
PARTIE II	134
CHAPITRE VII : VIEILLISSEMENT DU SYSTEME DE CONTROLE DE LA POSTURE ET DU MOUVEMENT	136
VII.1- GENERALITES SUR LE CONTROLE POSTURAL	136
VII.2 – VIEILLISSEMENT DES STRUCTURES CENTRALES	139
VII.3 – VIEILLISSEMENT DES STRUCTURES PERIPHERIQUES	139
<i>VII.3.1 - Les afférences cutanées plantaires</i>	139
<i>VII.3.2 - Le système proprioceptif</i>	143
<i>VII.3.3 - Le système vestibulaire</i>	143
<i>VII.3.4 - Le système visuel</i>	144
<i>VII.3.5 - Rachis cervical et contrôle de l'équilibre</i>	145
VII.4 - VIEILLISSEMENT ET MODIFICATIONS DU SYSTEME EFFECTEUR	149
<i>VII.4.1 - Le vieillissement du système effecteur musculaire</i>	149
Sarcopénie.....	150
Âge et masse musculaire.....	151
Âge et nombre de fibres musculaires	151
Âge et taille des fibres musculaires	152
Recrutement	152
<i>VII.4.2 - Mécanismes participant à l'atrophie des muscles squelettiques</i>	152
<i>VII.4.3 - Effet de l'âge sur les fonctions contractiles du muscle</i>	153
Âge et force musculaire	153
Âge, pic de force et endurance	155
Âge et vitesse de contraction.....	155
Âge et propriétés contractiles saccadiques	156
<i>VII.4.4 - Modifications liées à l'inactivité</i>	156
Inactivité et masse musculaire.....	156
Inactivité et transformation des fibres	157
Inactivité et remodelage musculaire.....	157
Inactivité et fonction contractile du muscle.....	158
Inactivité, âge et muscle squelettique.....	158
Exercices pour prévenir les effets de l'inactivité.....	159
<i>Conclusion</i>	160
VII. 5 – MODIFICATION DE LA SOUPLESSE DES SYSTEMES ARTICULAIRES ET PERIARTICULAIRES	160
<i>VII.5.2 – La mobilité articulaire</i>	160

VII. 4.2 - Extensibilité musculaire.....	164
CONCLUSION	165
PARTIE EXPÉRIMENTALE B	166
EXPÉRIENCE N°5 : POSITION EN EXTENSION DU RACHIS CERVICAL	167
<i>Population, matériel, méthode</i>	167
<i>Résultats et discussion</i>	169
EXPÉRIENCE N°6 : MASSAGE DU RACHIS CERVICAL.....	171
<i>Population, matériel, méthode</i>	171
<i>Résultats et discussion</i>	173
EXPÉRIENCE N°7 : MASSAGE – MOBILISATION DU PIED CHEZ LE SUJET AGE (EFFETS CLINIQUES)	179
<i>Population, matériel et méthode</i>	179
<i>Résultats et discussion</i>	180
EXPÉRIENCE N°8 : MASSAGE - MOBILISATION DU PIED CHEZ LE SUJET AGE (EFFETS EN POSTUROGRAPHIE).....	183
<i>Population, matériel et méthode</i>	183
<i>Résultats et discussion</i>	184
EXPÉRIENCE N°9 : EFFET DES ETIREMENTS PASSIFS SUR LES PERFORMANCES POSTURALES (SUJETS JEUNES ET AGES).....	186
<i>Population, matériel et méthode</i>	186
<i>Résultats et discussion</i>	188
EXPÉRIENCE N°10 : FEEDBACK PAR MIROIR	194
<i>Population, matériel et méthode</i>	195
<i>Résultats et discussion</i>	195
CONCLUSION DE LA PARTIE II	197
PARTIE III.....	198
CHAPITRE VIII : DISCUSSION GENERALE.....	199
VIII.1 – ÉVALUER LES PERFORMANCES POSTURALES	202
VIII.1.1 - <i>Corrélation des performances cliniques et des performances sur plate-forme</i>	202
VIII.1.2 – <i>Effets de l'addition d'une charge cognitive sur les performances cliniques</i>	202
VIII.2 - ASSOCIATION D'UN TRAVAIL COGNITIF PENDANT LA KINESITHERAPIE	204
VIII.2.1 – <i>Effet d'un programme de kinésithérapie</i>	204
VIII.2.2. <i>Effets d'un entraînement cognitif additionnel durant les séances de kinésithérapie</i>	207
VIII.3 - EFFET DES TECHNIQUES DE KINESITHERAPIE.....	208
VIII.3.1 - <i>Au niveau des membres inférieurs</i>	208
VIII.3.2 - <i>Au niveau du rachis cervical</i>	211
VIII.3.3 - <i>Utilisation d'un feedback visuel</i>	213
VIII.4 - CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....	214
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	217

Légendes des figures

- Figure 1 : *Functional Reach test*, le sujet est positionné en position debout, bras tendus, pieds maintenus sur une base fixe. La mesure est la distance maximale entre la position de départ (bras tendu en flexion à 90 deg) et la position en avant, la plus éloignée possible, que peut atteindre la main [MacKenzie, 1999].52
- Figure 2 : Le *Lateral reach test* consiste à mesurer, chez un sujet debout le bras tendu en abduction à 90°, dos à un mur (sans contact) et pieds écartés de 10 cm et divergents de 30°, la distance maximale atteinte par l'index (par rapport à la position de départ) [Brauer *et al.*, 1999].53
- Figure 3 : « *Postural Stress Test* » (extrait de Wolfson *et al.* [1986])63
- Figure 4: Performances comparées au *Timed Up & Go test* avec et sans charge cognitive additionnelle 119
- Figure 5: Performances comparées à l'appui monopodal avec et sans charge cognitive additionnelle 119
- Figure 6: Valeurs (en mm) de l'amplitude, de la vitesse et de la variance des déplacements du centre de pression (COP) selon les groupes kinésithérapie simple ou avec addition de charge cognitive avant (pré-test) et après (post-test) la série de séances de kinésithérapie. 126
- Figure 7: Évolution comparée des performances entre l'évaluation initiale (E1) et l'évaluation « après » les séances de kinésithérapie (E2), à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition avec (AC) ou sans l'addition d'une charge cognitive (SC) dans le groupe kinésithérapie cognitive (K+) et le groupe kinésithérapie simple (KS). 130
- Figure 8: Évolution comparée des performances entre l'évaluation « après » les séances de kinésithérapie (E2) et l'évaluation à distance (E3), à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition avec (AC) ou sans l'addition d'une charge cognitive (SC) dans le groupe kinésithérapie cognitive (K+) et le groupe kinésithérapie simple (KS). 130
- Figure 9: Évolution comparée des performances entre l'évaluation initiale (E1) et l'évaluation à distance des séances de kinésithérapie (E3), à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition avec (AC) ou sans l'addition d'une charge cognitive (SC) dans le groupe kinésithérapie cognitive (K+) et le groupe kinésithérapie simple (KS). 131

- Figure 10: Innervation sensitive de la sole plantaire et points de stimulation (cercles blancs) selon Belhassen et Pelissier [1999]. i. Plantaire interne (zone hachurée) : tête du premier métatarsien ; ii. Plantaire externe (zone quadrillée) : tête du cinquième métatarsien ; iii. Saphène interne (zone sombre) : sommet de l'arche interne ; iv. Calcanéen (zone raillée verticale) : centre du talon 140
- Figure 11: Organisation des mesures lors du test de positionnement rachidien : E = Extension active maximale du rachis cervical, R = Temps de récupération, N = Position neutre du rachis cervical. 168
- Figure 12: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés en extension active et en position neutre du rachis cervical. La différence était statistiquement significative ($p < 0.001$.) 169
- Figure 13: Organisation des mesures avant le massage : Position neutre du rachis cervical (N), Temps de récupération (R). 172
- Figure 14: Organisation des mesures après le massage : Position neutre du rachis cervical (N), temps de récupération (R). 173
- Figure 15: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés avant le massage (Pre) et après le massage (T'1, T'2 et T'3). Avant le massage (Pre), deux minutes après la fin du massage (T'1), quatre minutes après la fin du massage (T'2), six minutes après la fin du massage (T'3). Il y avait une différence significative des performances à T'1, à T'2, mais plus à T'3. 174
- Figure 16: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés avant le massage (Pre) et après le massage (T'1, T'2 & T'3). Avant le massage (Pre), deux minutes après la fin du massage (T'1), quatre minutes après la fin du massage (T'2), six minutes après la fin du massage (T'3). 175
- Figure 17: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés avant l'effleurage (Pre) et après l'effleurage (T'1, T'2 et T'3), respectivement à 2, à 4 et à 6 minutes. 175
- Figure 18: Amélioration des performances au « *One leg balance* » et au *Timed « Up & Go test »* entre avant et après placebo vs traitement. La différence est statistiquement significative ($p < 0,05$). 181
- Figure 19 : Amélioration des performances au « *Lateral reach test* » entre avant et après placebo vs traitement. La différence n'est pas statistiquement significative ($p > 0,05$). 181
- Figure 20: Vitesse moyenne des déplacements du CP et écart type calculés selon les axes médiolatéral (ML) (à gauche) et antéropostérieur (AP) (à droite), Avant et Après

<i>massage</i> , pour les trois intervalles temporels (<i>Vision T1</i> , <i>Non vision T2</i> et <i>Non vision T3</i>).....	185
Figure 21 : Résultat chez les sujets âgés : Distance quadratique moyenne (DQM) et analyse fréquentielle des déplacements du CP-CGv et du CGv dans les plans antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML). Seule, la fréquence d'oscillation du CP-CGv est significativement réduite dans le plan antéropostérieur après les étirements musculaires.	189
Figure 22 : Résultat chez les sujets jeunes : Distance quadratique moyenne (DQM) et analyse fréquentielle des déplacements du CP-CGv et du CGv dans les plans antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML). Seule, la DQM du CGv est significativement réduite, dans le plan antéropostérieur après les étirements musculaires.	191
Figure 23: Moyenne et déviation standard pour l'amplitude (<i>A,B</i>), la variabilité (<i>C,D</i>) et la vitesse maximale instantanée (<i>E,F</i>) du centre de pression (CP), dans deux conditions : les yeux ouverts et face à un miroir. Les deux conditions sont représentées par des symboles différents : les yeux ouverts (<i>barres blanches</i>) et en situation de feedback par miroir (<i>barres noires</i>). Les histogrammes de gauche et de droite représentent respectivement les plans médiolatéral et antéropostérieur. Les valeurs significatives de <i>p</i> sont rapportées.	196
Figure 24: Les questions de recherche	201
Figure 25: Les résultats de la recherche	215

Légendes des tableaux

Tableau I : Les facteurs de chute chez la personne âgée	25
Tableau II : Les items du test du « <i>Performance-oriented mobility assessment</i> » (POMA) [Tinetti, 1986], traduction et modification de l'ordre par Favier [1999]	62
Tableau III: La « <i>Gait abnormality rating scale</i> » modifiée (GARS-M), chaque item est affecté d'un score allant de 0 (normal) à 3 (anormal). Traduction de Favier [1999].	64
Tableau IV : Items explorés dans l'échelle de Berg [1989a, 1989b]	65
Tableau V: Le « <i>Modified Fast Evaluation of Mobility, Balance, and Fear</i> » (FEMBAF-M) [Di Fabio et Seay, 1997]	68
Tableau VI: « <i>Physical performance test</i> »	70
Tableau VII: La « <i>Falls Efficacy Scale</i> » (FES) [Favier, 1999]	71
Tableau VIII: Score « <i>STATIFY</i> » [Oliver <i>et al.</i> , 1997].....	73
Tableau IX: Corrélation entre les performances cliniques (à l'appui monopodal et au <i>Timed Up & Go test</i> - TUG) et les performances sur plate-forme en appui bipodal traduites par les déplacements du centre de pression (CP) en condition les yeux ouverts (YO) ou les yeux fermés (YF)	113
Tableau X : description des caractéristiques de la population	117
Tableau XI: Performances comparées (moyenne \pm écart-type) en sec (meilleure performance ou moyenne des trois essais), en situation sans charge cognitive additionnelle et en situation avec charge cognitive additionnelle pour le <i>Timed « Up & Go »</i> test et pour l'appui monopodal.....	118
Tableaux XII: Performances à l'appui monopodal (AM) et au <i>Timed Up & Go test</i> (TUG) en condition sans addition de charge cognitive (SC) ou avec addition de charge cognitive (AC) aux évaluations E1 (avant la kinésithérapie), E2 (après la kinésithérapie) et E3 (3 mois après la kinésithérapie - rétention).....	129

Chapitre I : Préambule

Ce travail s'inscrit dans deux problématiques de la société française : le vieillissement général de la population, d'un côté, et la fréquence des accidents de la vie courante, de l'autre. « *Le vieillissement de notre société apparaît aujourd'hui (...) comme une sorte de rançon du succès, celui d'avoir doublé la durée moyenne de vie de nos concitoyens en moins d'un siècle et demi* » [Gottely, 2002]. Ce vieillissement a été obtenu grâce à la conjonction de plusieurs facteurs : « *les progrès de la médecine, l'élévation du niveau économique et d'instruction de la population, la création de l'assurance maladie et l'édification d'un système de protection sociale, la mise en œuvre d'une politique de santé publique et de prévention et l'organisation du système de santé et de soins* » [Gottely, 2002]. Le processus de vieillissement est complexe, il associe des atteintes structurelles et fonctionnelles des organes et systèmes. La fréquence du nombre de pathologies s'accroît avec l'âge. Parmi les causes de morbidité, on note les affections cardiovasculaires, les troubles mentaux et les affections musculo-squelettiques [Sermet, 1998]. Même si le nombre d'années gagnées sur la vie est également partiellement un nombre d'années gagnées sur le handicap, la demande de prise en charge des conséquences musculo-squelettiques et neuromusculaires du vieillissement est aussi en hausse.

De l'autre côté, la prévention des accidents de la vie courante est une des priorités de la société. En effet, « *les accidents de la vie courante provoquent environ 20 000 morts par an en France. Soit trois fois plus que les accidents de la route. Dans les trois quarts des cas, ces décès touchent des personnes de plus de 65 ans, en particulier à la suite d'une chute à leur domicile* » [La Croix, 11/05/2004].

L'INSERM a recommandé, dès 1997, une évaluation des programmes d'exercice physique et d'amélioration de l'équilibre [INSERM, 1997]. Depuis, la Direction Générale de

la Santé (DGS) a défini des objectifs à cinq ans de réduction du nombre de chutes de 25 % dans la population générale et de 50 % dans la population institutionnalisée [Direction Générale de la Santé, 2003].

La visée générale de ce travail est la prévention des chutes et de leurs conséquences chez les personnes âgées. Cette prévention repose sur différents éléments. On peut distinguer la composante extrinsèque et la composante intrinsèque. La première intègre elle-même deux aspects : les aménagements vestimentaires ou de l'habitat, d'un côté, et la mise en place de dispositifs permettant d'alerter les secours, de l'autre. La composante intrinsèque peut schématiquement être partagée en quatre axes : développement de la possibilité de se relever, maintien de la solidité mécanique de la structure osseuse, gestion du risque dans le comportement quotidien des sujets et réduction des facteurs physiques de chute. **Dans le cadre de cette thèse, les recherches se sont focalisées sur la réduction des facteurs physiques de chute et plus particulièrement sur l'amélioration des performances d'équilibre ou de contrôle postural des sujets âgés.** Cet axe est l'objectif premier de la plupart des prises en charge kinésithérapiques. En effet, la quasi-totalité des activités nécessitent un contrôle de la posture et de l'équilibre soit pour initier, puis réaliser un mouvement sans chuter, soit pour maintenir une position [Di Fabio, 1997].

Ce document est divisé en trois parties. La première partie est scindée en cinq chapitres de mise au point et un chapitre expérimental. Elle permet de faire, dans un premier temps, un état des lieux, chez les sujets âgés, du phénomène de chute, des modifications fonctionnelles liées à l'âge, des moyens d'évaluer les déficits d'équilibre, des modifications de performance liées aux situations de double tâche, et, des activités physiques et kinésithérapiques proposées pour prévenir les effets du vieillissement. Elle se conclut par une série de quatre expériences portant sur (i) la mesure de la corrélation de tests cliniques et de tests sur plate-forme de force ; (ii) l'implication de facteurs cognitifs sur les performances

Chapitre I : Préambule

fonctionnelles et (iii & iv) les effets de programmes de kinésithérapie associant des techniques cognitives.

La seconde partie comporte un premier chapitre faisant le point sur le vieillissement des structures neuromusculaires et une seconde partie expérimentale comprenant un ensemble de six expériences évaluant l'effet sur les performances posturales ou les performances cliniques : (v) de la position du rachis cervical ; (vi) du massage du rachis ; (vii & viii) du massage de la sole plantaire et de la mobilisation de la cheville et du pied ; (ix) des étirements des muscles des membres inférieurs et (x) l'amélioration du contrôle postural par un feedback par miroir.

La troisième et dernière partie est une synthèse tenant lieu de discussion générale et de conclusion.

PARTIE I

Chapitre II : Généralités sur la chute de la personne âgée

La fréquence des chutes de l'adulte est croissante avec l'âge. Parmi les sujets de plus de 65 ans vivant à domicile, le risque de chute dans l'année varie de 28 à 35 %, alors que chez les sujets vivant en institution, il atteint 45 à 70 % [Pfitzenmeyer *et al.*, 2000]. Les conséquences en termes de mortalité, de morbidité, de baisse d'autonomie et d'institutionnalisation sont majeures [De Rekeneire *et al.*, 1999]. Le risque de décès est d'autant plus important que le temps passé au sol par le sujet est long. Il est ainsi montré que 50 % des chuteurs, qui restent plus d'une heure au sol, décèdent dans l'année qui suit leur accident. Outre cet aspect individuel, le coût des chutes, en termes de santé publique, est également majeur.

Différents facteurs concourent à augmenter le risque de chute. On distingue : des facteurs personnels liés à l'état de santé, à la sénescence ou à des pathologies associées, des facteurs situationnels liés à l'activité en cours et des facteurs environnementaux [Strubel *et al.*, 1999].

II.1 - Épidémiologie et circonstance des chutes

La prévalence des chutes s'accroît avec le vieillissement. Elle avoisine les 20 à 40 % vers l'âge de 65 ans pour atteindre, selon les études, près de 50 % après 85 ans [Boulgarides *et al.*, 2003 ; Direction Générale de la Santé, 2003 ; De Rekeneire *et al.*, 1999 ; Sermet, 2002 ; Tinetti et Williams, 1997]. Les femmes chutent deux à trois fois plus que les hommes.

Les personnes vivant en institution sont trois fois plus exposées que celles demeurant à leur domicile [Albrand *et al.*, 1999]. Une sur deux chuterait chaque année [Direction Générale de la Santé, 2003]. Mais par rapport à la totalité, la majorité des chutes a lieu à la maison. Le phénomène de la chute est souvent récurrent. Il est estimé que 50 % des chuteurs font au moins deux chutes par an [Beauchet *et al.*, 1999]. Les chutes sont à l'origine de 10 % des

consultations des urgences hospitalières et de 6 % des hospitalisations en urgence [Tinetti, 2003]. Lors d'une hospitalisation, c'est la première semaine qui offre le plus grand risque de chute [Vassalo *et al.*, 2003].

La direction de la chute semble être, de manière majoritaire, antérieure. L'impact a lieu, quant à lui, sur la hanche (surtout pour les femmes) ou sur le bras (surtout pour les hommes). Pour plus de la moitié des personnes, la chute fait suite à un trébuchement, à un dérobement du membre inférieur ou à une glissade. Une personne sur cinq est incapable d'en donner la raison [De Rekeneire *et al.*, 1999].

Au moment même de la chute, l'activité du patient peut être diverse [Cottee, 1999]. C'est un indicateur intéressant pour déterminer s'il existe une cause organique. Par exemple, une chute alors que le sujet tente de regarder en l'air peut signifier une arthrose cervicale évoluée ou une insuffisance vertébrobasilaire. Mais dans nombre de cas, le sujet ne garde pas en mémoire les circonstances exactes de la chute et l'associe à un probable malaise. Treize pour cent des sujets ne se souviennent même pas avoir chuté [Cottee, 1999]. De plus, la consommation alcoolique ou médicamenteuse peut être à l'origine d'hypotension, d'inattention ou de comportements inadaptés.

II.2 - Conséquences musculo-squelettiques des chutes

Les fractures et les autres lésions traumatiques sont des complications relativement rares de la chute (respectivement 5-6 % et 5-10 %) [Beauchet *et al.*, 1999 ; Direction Générale de la Santé, 2003]. Mais parmi les fractures, entre 20 % (pour les personnes à domicile) et 50 % (pour les personnes en institution) concernent le col du fémur. La personne fragile est à risque d'ostéoporose du fait de la baisse des activités physiques et des carences alimentaires qui y sont souvent associées [Vellas *et al.*, 2000]. Or, l'ostéoporose explique en partie la fréquence plus importante des lésions osseuses chez la femme. Mais un deuxième facteur est

également déterminant : la rapidité et l'efficacité des réflexes de protection lors de la chute [Beauchet *et al.*, 1999, Mary *et al.*, 2001]. Des facteurs généraux sont également observés. Ainsi, la survenue d'une perte de poids est un facteur de fracture du col du fémur important [Vellas *et al.*, 2000]. La fracture de l'extrémité supérieure du fémur survient, en général, suite à une chute de côté, sur un sol dur, en l'absence de réflexes de protection. Les fractures du poignet sont, à la différence, le résultat d'une chute en arrière avec un réflexe de protection des membres supérieurs [Strubel *et al.*, 1999]. La chute est également responsable de fractures vertébrales associées ou non à une fragilité osseuse [Mary *et al.*, 2001].

Les lésions des tissus mous (abrasion, contusion...) sont plus fréquentes que celles des tissus osseux [De Rekeneire *et al.*, 1999]. Chez les populations déjà fragiles, les chutes sont plus fréquentes. En revanche, la fréquence des lésions graves diminue avec l'augmentation de la dépendance. Ainsi, les personnes demeurant à domicile ont un risque de survenue d'une chute grave plus important que les personnes en institution. Parmi ces dernières, celles ayant une autonomie conservée ont un risque plus élevé que celles confinées au fauteuil ou au lit [Albrand *et al.*, 1999].

II.3 - Incapacités fonctionnelles et handicap à la suite des chutes

L'incidence des chutes augmente avec l'âge. La morbidité résulte tout à la fois du traumatisme physique et du traumatisme psychologique. La perte d'autonomie (et plus particulièrement le « *post fall syndrom* » ou « *fear of falling* ») concerne 1/3 des sujets n'ayant pas de lésion osseuse [De Rekeneire *et al.*, 1999 ; Mourey, 2002]. D'après les estimations, après une chute, un quart des personnes réduisent leurs déplacements à l'extérieur de la maison et 11 % ceux à l'intérieur de la maison. Près du quart des sujets restreignent leurs activités en général et 16 % ont commencé à utiliser une aide pour marcher.

D'après l'étude française ICARE, 16 % des sujets considèrent que leur chute a changé leur vie. La peur de tomber est une des suites les plus fréquentes (1/3 des cas). Elle est plus souvent retrouvée chez les femmes que chez les hommes. Cette conséquence augmente également avec l'âge. Les états dépressifs accentuent ce risque [De Rekeneire *et al.*, 1999].

Les troubles de la marche, la mauvaise perception de l'état de santé, l'état des fonctions cognitives et les ressources économiques interfèrent également sur les suites. La réduction de mobilité est une conséquence.

La fracture du col du fémur, dont près de 90 % sont causées par une chute [Mary *et al.*, 2001], a une incidence particulièrement négative sur les capacités et l'autonomie des sujets âgés. Ce type de fracture est l'une des causes majeures d'entrée dans la dépendance [INSERM, 1997]. Dans 20 % des cas, la personne âgée décède dans l'année qui suit la fracture. Pour les autres, la diminution de la mobilité est la conséquence relevée dans 85 % des cas (malgré une prise en charge médicalisée moyenne de 6 mois) [Beauchet *et al.*, 1999]. Le maintien prolongé au sol induit des conséquences d'ordre physique (déshydratation, escarres, myolyse, hypothermie...) et également d'ordre psychologique (anxiété, troubles psychocomportementaux) [Belhassen, 1999].

La relation entre chute et qualité de vie est complexe. La chute est à la fois le révélateur d'une mauvaise compétence comportementale, d'une diminution des capacités d'adaptation de l'individu à son environnement et d'une mauvaise qualité environnementale. De manière réciproque, la chute a une influence négative sur la compétence comportementale, sur la qualité de vie ressentie et sur le bien-être psychologique [Peter, 1999].

II.4 - Le coût humain et économique des chutes

Comme indiqué précédemment, il existe un risque de mortalité à la suite des chutes accidentelles. En France, en 1999, sur les 10 520 décès par chute accidentelle enregistrés par le CépiDc INSERM, 89 % (soit 9363) concernaient des sujets de plus de 65 ans [Direction Générale de la Santé, 2003]. Ces décès interviennent chez des femmes dans plus de deux cas sur trois.

Les chutes constituent un problème de santé publique majeur. Si peu d'études françaises se sont focalisées sur le coût national, les études nord-américaines permettent d'en approcher les conséquences économiques. Il apparaît que plus de 5 % des hospitalisations de sujets âgés ont pour origine une chute. Il convient de rajouter à ce coût économique initial, celui des mises en institution à l'issue de l'hospitalisation [Saint-Jean et Yvain, 1999].

Chaque année, les fractures du fémur et des membres supérieurs des personnes de plus de 75 ans sont à l'origine de 91 000 séjours hospitaliers et quatre séjours sur cinq donnent lieu à une intervention chirurgicale [Direction Générale de la Santé, 2003]. Globalement, il est estimé qu'une personne sur 10 victimes de chute est hospitalisée, 24 % bénéficient de rééducation, 9 % ont une période d'alitement supérieure à une semaine). En France, le coût total estimé des consommations de soins associées à une chute était de 1,1 milliards d'Euros en 1995, mais ce chiffre demanderait à être réévalué [Direction Générale de la Santé, 2003].

II.5 - Les facteurs de chute

Les raisons favorisant la chute des sujets âgés sont complexes. Néanmoins, hormis la fragilité liée à l'âge (altérations cardiovasculaires, neuromusculaires et métaboliques) [Pendergast *et al.*, 1993 ; Tinetti, 2003], six séries de facteurs, classés en facteur intrinsèque ou extrinsèque [Mourey, 2002], peuvent favoriser la chute de la personne âgée (tableau I).

Tableau I : Les facteurs de chute chez la personne âgée

Facteur intrinsèque	Le processus de vieillissement
	Les sujets sont encore actifs et prennent parfois des risques
	La peur de tomber
	L'atteinte par une maladie
Facteur extrinsèque	La consommation médicamenteuse
	L'environnement de vie

Nous allons développer, point par point, ces différents facteurs.

II.5.1 - Le processus de vieillissement

La première cause de chute vient du processus de vieillissement lui-même. Ce processus conduit à une réduction des réserves fonctionnelles (« *functional reserve* ») et adaptatives de l'individu [Strubel *et al.*, 1999]. Le processus de vieillissement n'est pas uniforme pour un individu (entre ses différents organes) et entre les individus [Pendergast *et al.*, 1993]. Les fonctions d'équilibration et de motilité sont fragilisées. La capacité sensorimotrice des différentes entrées s'altère peu à peu. Ainsi, la diminution de la vision au contraste associé à une certaine réduction du champ visuel, la diminution de la sensibilité des récepteurs labyrinthiques et des récepteurs cutanés plantaires, l'allongement de temps de conduction nerveuse périphérique, la baisse de la sensibilité proprioceptive des membres inférieurs, la diminution de force musculaire et les réductions de mobilité articulaire (hanches et chevilles) figurent parmi les causes possibles.

À un âge avancé, il est noté une altération fonctionnelle caractérisée, lors de la marche, par une restriction de la longueur et de la hauteur du pas. L'appui unipodal devient difficile à tenir. L'équilibre statique est caractérisé par une oscillation majorée du centre de gravité. De plus, la marche devient moins automatique. Le seul fait de parler la rend difficile [Strubel *et al.*, 1999].

II.5.2 - Les sujets sont encore actifs et prennent parfois des risques

La deuxième raison de tomber peut être liée au fait que les sujets sont encore actifs et prennent parfois des risques. C'est en effet lors d'une activité que la chute se produit. Le plus souvent, il s'agit d'activités usuelles à l'intérieur du domicile (particulièrement chez les femmes) ou à l'extérieur (surtout chez les hommes). Seules 5 % des chutes surviennent lors d'activités dangereuses ou tout au moins inadaptées à l'âge [Strubel *et al.*, 1999].

II.5.3 - La peur de tomber

Le troisième facteur de risque peut être l'appréhension des sujets. La peur de tomber est associée à une majoration du risque de chute. La peur de tomber (à différents degrés) concerne, selon les études, 12 % à 65 % des sujets âgés vivant de manière autonome à domicile et n'ayant pas d'antécédent de chute. Chez les sujets avec une histoire de chute, la proportion est comprise selon les études de 29 % à 92 %. Une prévalence de 30 % a été rapportée chez les sujets de plus de 65 ans hospitalisés. Globalement, cette peur de la chute augmente avec l'âge, le nombre de chutes passées et leur gravité [Legters, 2002].

Mais il a été noté que cette peur de tomber reflétait davantage une altération de la fonction d'équilibration et d'un état général de la personne plus qu'un simple mécanisme anxieux. Il a été retrouvé une association entre la peur de tomber et les facteurs suivants : la faiblesse de l'état général, la restriction des activités courantes, la dépression et l'anxiété et la

qualité de vie [Legters, 2002]. La peur de tomber a généralement pour conséquences des modifications motrices de la marche avec une réduction de la longueur et de la hauteur du pas, un élargissement du polygone de sustentation et des changements de direction « en bloc », c'est-à-dire sans dissociation des ceintures pelvienne et scapulaire [Strubel *et al.*, 1999].

II.5.4 - L'atteinte par une maladie

La démarche diagnostique médicale, après une chute cherche à identifier les éléments prédisposants souvent multiples (facteurs de risques conséquences d'une maladie ou vieillissement) et les facteurs précipitants (intrinsèques et extrinsèques) [Collectifs de gériatres, 2000]. L'atteinte par une maladie (parfois méconnue jusqu'à la chute) est un facteur explicatif dans 10 % des chutes. De manière schématique, on peut classer ces pathologies en plusieurs grandes catégories [Collectif de Gériatres, 2000, Société Scientifique de Médecine Générale, 2000] : les affections neurologiques et neuromusculaires, les affections musculosquelettiques, les affections cardiorespiratoires et les troubles de la vue, auxquelles s'ajoutent diverses affections (les syndromes dépressifs, les états de dénutrition protéinoénergétiques et les troubles de la vigilance). Les chutes ou les sensations de vertiges peuvent révéler une pathologie. Ainsi, Lawson *et al.* [1999], après avoir examiné des personnes sujettes à des vertiges sévères ont constaté, que parmi elles, 28 % avaient une atteinte cardiovasculaire, 18 % une atteinte vestibulaire périphérique et 14 % une atteinte neurologique centrale. Grosshans et Peter [1993] ont évalué lors d'une consultation gériatologique, 100 sujets âgés (84 ans d'âge moyen) et ont observé des affections locomotrices mal identifiées par les praticiens traitants habituels et des affections neurologiques soit patentes (séquelles d'accident vasculaire cérébral, parkinson), soit également peu reconnues telles des neuropathies périphériques frustes. Le diagnostic étiologique des troubles de la marche a pu être posé dans 88 % des cas et un traitement efficace mis en place chez 45 % des personnes.

Ces différentes atteintes agissent en modifiant la capacité sensorimotrice, la capacité musculaire, le schéma moteur, la posture, en créant des douleurs parasites et en occasionnant un risque de malaise ou de perte de connaissance [Strubel *et al.*, 1999].

Les affections neurologiques et neuromusculaires

La plupart des affections neurologiques entraînant des troubles de la marche et de l'équilibre peuvent être responsables de chutes [Collège des enseignants en neurologie, 2002]. Parmi, les affections neurologiques centrales, on trouve les atteintes corticales, les atteintes sous-corticales dégénératives et vasculaires et les atteintes du tronc cérébral, cérébelleuses et vestibulaires. Les affections neurologiques périphériques pouvant affecter l'équilibre comprennent les étroitesse canalaire, les myélopathies, les affections radiculaires et les polyneuropathies. Enfin pour compléter ce dénombrement, on peut associer les pathologies neuromusculaires et plus précisément les myopathies, les pseudopolyarthrites rhizoméliques et les myasthénies.

Les affections musculo-squelettiques

Si l'on ne peut pas leur attribuer la responsabilité des chutes de la personne âgée (car celle-ci est plurifactorielle), les affections musculo-squelettiques, extrêmement fréquentes chez ces sujets, pourraient être un facteur négatif.

Il est noté qu'environ 70 % des sujets de 70 à 83 ans souffrent de douleurs lombaires ou d'affections ou de limitations du pied ou de la cheville. Les genoux et les hanches sont également fréquemment le site de restrictions d'amplitudes ou de phénomènes algiques [Grosshans, 1999]. Une perte de force musculaire de 1,5 % par an à partir de 45 ans est un phénomène normal [Cottee, 1999].

Les fractures du col du fémur sont favorisées par la fragilité osseuse due à l'ostéoporose. L'os peut même dans certains cas se casser à la simple station debout ou à la marche. Mais secondairement, l'atrophie musculaire majeure, associée aux ostéoporoses graves du grand âge, réduisant la protection musculaire corporelle, est aussi un facteur facilitant les fractures.

L'intrication entre les facteurs musculo-squelettiques de risque de chute et l'ostéoporose n'est pas clairement définie. Récemment, Liu-Ambrose *et al.* [2003] ont mis en évidence une association fréquente, chez les femmes atteintes d'ostéoporose entre une fragilité osseuse et deux facteurs de risque de chute : faiblesse du quadriceps et performance d'équilibre (estimée par un score).

Les douleurs et les enraidissements articulaires du membre inférieur agissent en réduisant la vitesse de la marche et la longueur du pas. Trois amplitudes sont particulièrement liées à la vitesse de la marche. Il s'agit de la flexion dorsale et de la flexion plantaire de la cheville, d'une part, et de l'extension de la hanche, d'autre part [Grosshans, 1999]. Par rapport au risque de chute, c'est le *flessum* de genou, l'absence de flexion dorsale de cheville (risque d'accrochage de la pointe du pied au sol) et la perte d'extension de la hanche qui sont les plus dommageables. La force d'extension du genou par le quadriceps est également évoquée comme facteur de risque de fracture lors d'une chute. Ces différents phénomènes ne semblent pas nécessairement liés par un rapport de cause à effet. En fait, ils proviendraient simplement d'un dénominateur commun : le manque d'usage [Grosshans, 1999].

Le rachis pourrait, lui aussi, constituer un facteur de risque de chute. L'atteinte rachidienne est associée à une diminution des capacités de marche indépendamment de l'âge, du sexe et des autres atteintes [Grosshans, 1999]. Le rachis cervical a également une fonction importante au niveau sensoriel. Le ligament nuchal est riche en récepteurs, ainsi que les zigapophyses (*Cf. infra*).

Les lésions du rachis cervical peuvent occasionner des informations sensorielles fausses à l'origine de chutes, notamment lors des mouvements pour regarder en hauteur ou dans certaines directions [Cottee, 1999]. L'examen du rachis révèle souvent des douleurs et des restrictions des amplitudes cervicales. Deux mécanismes peuvent concourir à ce constat : Les insuffisances vertébrobasilaires et les troubles proprioceptifs cervicaux. Les insuffisances vertébrobasilaires sont favorisées par les constructions ostéophytiques qui peuvent dans certaines positions interrompre la circulation artérielle sanguine cérébrale. Ce phénomène est rare et généralement associé à d'autres signes cliniques [Cottee, 1999]. Les troubles proprioceptifs cervicaux peuvent avoir pour origines les discopathies ou les lésions zygapophysaires ou uncovertébrales. La production d'informations erronées peut occasionner un conflit sensoriel à l'origine d'une chute.

Point important à noter, ces atteintes articulaires ont paradoxalement un effet protecteur, tout au moins dans un premier temps. Elles réduisent les activités des personnes concernées et par là même, minorent le risque. Mais dans un second temps, lorsque les capacités d'adaptation se perdent, il se produit une décompensation. À activité fonctionnelle de base égale, le risque de chute devient plus grand.

Les affections cardiovasculaires

Différentes affections cardiovasculaires peuvent engendrer des syncopes à l'origine de chutes : l'hypotension orthostatique, l'hypersensibilité du sinus carotidien, les syndromes vasovagaux et l'épilepsie [Cottee, 1999 ; Lederman et *al.*, 1999]. La prévalence des syncopes augmente avec l'âge. La syncope peut se définir comme une brève perte de conscience causée par une perturbation de la fonction cérébrale [Cottee, 1999]. Différents problèmes peuvent en être la cause.

L'hypotension orthostatique est, chez les personnes âgées, souvent d'origine iatrogène. L'arrêt de certains médicaments, le lever progressif et la pose de bas de contention constituent le traitement symptomatique habituel.

Le sinus carotidien est une petite surface dans la paroi de la carotide qui contient des terminaisons de nerfs sensitifs donnant des informations de pression déterminantes pour le contrôle de la pression artérielle. Dans certains cas, les sujets peuvent présenter une exagération du réflexe de régulation de la pression (*i.e.* baisse de la fréquence cardiaque et réduction de la pression artérielle) qui produit une perte de conscience [Cottee, 1999].

Les syndromes vasovagaux engendrent des syncopes d'origine cardiovasculaire par un mécanisme similaire dont les raisons sont mal établies [Cottee, 1999]. La syncope vagale peut être évitée par l'application de conseils simples (s'asseoir ou s'allonger en cas de prodromes, limiter les situations à risque comme le lever nocturne, contrôle des médications). Les troubles du rythme et de la conduction, croissants avec l'âge, nécessitent une prise en charge cardiologique spécifique.

Les troubles de la vue

La fréquence des troubles de la vue s'accroît avec l'âge. Il peut s'agir de simples troubles de l'acuité comme de pathologies vraies du système visuel. Les troubles de la réfraction constituent la moitié et les cataractes 37 % des troubles oculaires. Il a été montré que près de quatre troubles oculaires sur cinq pouvaient être médicalement ou chirurgicalement améliorés [Belhassen, 1999c]. En revanche, la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) n'a pas de traitement satisfaisant. Caractérisée par une atteinte de la zone maculaire, elle se traduit au départ par une baisse de l'acuité visuelle, surtout marquée en vision de près, parfois associée à des déformations du centre de l'image [Arnaud *et al.*, 1999].

L'importance de la fonction visuelle et le vieillissement du système seront à nouveau abordés dans le chapitre VII.

II.5.5 - La consommation médicamenteuse

La maladie, mais aussi le vieillissement, motivent une consommation médicamenteuse propice à la chute [Tinetti, 2003]. Parmi les effets iatrogènes liés à la consommation d'un ou plusieurs médicaments, l'hypotension orthostatique compte parmi les plus fréquents et est à l'origine de chutes [Ankri, 1999 ; Tinetti, 2003]. Les psychotropes sont incriminés par leurs différents effets (modification de la vigilance, confusion mentale, diminution du tonus musculaire, syndrome extrapyramidal...). Leur consommation multiplie par trois le risque de chute [Jeandel, 1999]. Parmi eux, les antidépresseurs semblent induire une certaine inhibition psychomotrice. Les diurétiques et les hypotenseurs favorisent les chutes par déshydratation ou hypotension [Strubel *et al.*, 1999]. La consommation alcoolique est également incriminée soit isolée, soit se surajoutant à des prises médicamenteuses [Cottee, 1999].

Les "cocktails" médicamenteux sont propices aux accidents. Le risque iatrogénique augmente de façon quasi linéaire avec le nombre de médicaments pris par le patient [Ankri, 1999]. Facteur aggravant, il a été mis en évidence que le risque de chute est significativement augmenté en cas de prise simultanée de plus de quatre médicaments [Strubel *et al.*, 1999]. La moitié des chutes nocturnes surviennent chez des patients sous un traitement sédatif ou hypnotique [Quadri *et al.*, 1999].

II.5.6 - L'environnement de vie

Le facteur environnemental est évoqué dans 30 à 50 % des chutes. Les sujets les plus actifs tombent à l'extérieur de leur domicile. Dans ce cas, les irrégularités de sol, les obstacles

impromptus, les zones mal éclairées, les surfaces glissantes ou les bousculades sont incriminés.

Pour la majorité, c'est-à-dire lorsque la chute survient à domicile, certains lieux sont plus particulièrement à risque. Il s'agit des escaliers (défaut de rampe ou d'éclairage), des salles d'eau (sol glissant, objets au sol) et de la chambre à coucher (lit à hauteur inadaptée, tapis non fixé...). Les animaux domestiques peuvent, eux aussi, occasionner un danger [Strubel *et al.*, 1999].

Chez les sujets en institution, plus de la moitié des chutes surviennent pendant les heures d'alitement du patient. La cause est, le plus souvent, un défaut d'éclairage. La nycturie est souvent la cause de ces déplacements nocturnes. Les personnes confinées au lit ne sont pas également à l'abri des chutes, il s'agit souvent dans ce cas de tentatives de lever ou de déplacement [Quadri *et al.*, 1999].

L'environnement de vie est identifié par les sujets âgés comme la principale cause de chute, plus particulièrement chez celles ayant déjà chuté. Les autres causes évoquées sont respectivement, les facteurs physiques, l'environnement intérieur et les facteurs psychologiques [Brauer, 1998].

Conclusion

La chute de la personne âgée occasionne un coût humain, doublé d'un coût social important. C'est un phénomène fréquent qui concerne plus d'un tiers des sujets de plus de 65 ans chaque année. La chute peut avoir, pour la personne qui en est victime, des conséquences préjudiciables en termes de fonction et de qualité de vie, voire entamer le pronostic vital. Le syndrome postchute est la conséquence la plus fréquente. L'origine des chutes du sujet âgé est multifactorielle. Sont associées à la fois la diminution des capacités physiques, la peur de tomber ou, au contraire, la prise de risque, l'inadaptation de l'environnement, la

consommation médicamenteuse et l'atteinte par une maladie. Parmi celles-ci, on note principalement les affections neurologiques, musculo-squelettiques, cardiovasculaires, les troubles de la vue et les états de dénutrition.

Le processus de vieillissement occasionne également des perturbations des capacités fonctionnelles des sujets. Les limitations et perturbations des fonctions de posture et de locomotion sont en première ligne et sont associées à l'augmentation du risque de chute. Elles font l'objet du chapitre suivant.

Chapitre III - Les limitations fonctionnelles liées à l'âge

Les troubles de la posture et de la locomotion du sujet âgé « *ne se résument pas à une réponse incorrecte des effecteurs musculotendineux et articulaires, ni à un faux mouvement des membres inférieurs. Ils sont souvent la traduction d'un défaut d'organisation de la programmation centrale ou d'un dysfonctionnement des synergies coordonnant posture et locomotion* » [Serratrice, 1994]. La posture construite selon un modèle génétique propre à chaque espèce est le résultat d'une série de réactions ou de réflexes successifs. Pour l'espèce humaine, ils peuvent être schématisés comme suit :

- réaction de redressement par le jeu des synergies musculaires ;
- réaction de soutien, à la base de la bipédie, modulée par les muscles à action antigravifique, maintenant le centre de gravité en regard du polygone de sustentation ;
- réflexe d'anticipation créant un ajustement préalable sans lequel surviendrait un déséquilibre ;
- réaction réflexe aux déplacements du centre de gravité avec des réflexes précoces, spinaux et des réflexes de longue latence (120 ms) passant par le tronc cérébral et l'encéphale ;
- réactions de secours et de protection adaptées corrigeant un déséquilibre et atténuant les effets d'une chute [Serratrice, 1994].

III.1- La marche

De la même façon, la locomotion est organisée en plusieurs séquences :

- l'initiation de la marche correspond à une pseudochute par inhibition de la posture.

Dans un premier temps, le centre de gravité se déplace latéralement vers un pied ce qui permet à l'autre de se soulever, puis le centre de gravité se déplace en avant permettant encore de se porter sur le pied avancé. Ceci est suivi d'une redistribution de la contraction aux muscles posturaux qui rétablissent l'équilibre [Kemoun, 2001]. Il existe, d'autre part, une activation corticale et sous-corticale nécessaires à la réalisation des mouvements rythmiques.

Au fil de la vie, les paramètres de la marche se modifient. Le vieillissement physiologique explique une partie des altérations observées vers l'âge de 70 ans. Les affections neurologiques et orthopédiques subies par les sujets au cours de leur vie contribuent également à la détérioration. Des facteurs psychologiques, liés au vieillissement complètent ce tableau et installent parfois un véritable cercle vicieux où peur de tomber, altération des paramètres et augmentation du risque de chute « s'alimentent réciproquement » [Lafont, 1999.]. Pendant une activité de locomotion, les sujets réalisent simultanément plusieurs tâches. Parmi celles-ci, Woollacott et Tang [1997] en dénombrent quatre essentielles :

- générer un mouvement continu pour progresser dans une direction,
- maintenir l'équilibre dynamique pendant la progression,
- s'adapter aux perturbations induites par l'environnement et les tâches réalisées en parallèle,
- initier et terminer le mouvement de locomotion.

Le maintien de l'équilibre dynamique nécessite un contrôle simultané de la propulsion et des déplacements du centre de gravité notamment dans le plan frontal.

La difficulté de conservation de la position verticale tient également au fait que les deux tiers de la masse sont situés dans la partie supérieure du corps. La masse ainsi constituée se transforme en énergie cinétique en cas de chute et peut occasionner de sérieuses lésions [Woollacott et Tang, 1997].

III.1.1 - Contrôle de la marche

Deux mécanismes de contrôle interviennent pour maintenir l'équilibre durant la marche. Le premier, le mécanisme de contrôle « proactif », intervient avant que le corps ne soit soumis au moindre déséquilibre. Il agit selon deux modes. L'un consiste en une activation des muscles ou la création de moments de torsion articulaire de manière à réduire les menaces à l'équilibre durant la marche. Le second mode de contrôle « proactif » implique une détection très précoce des moindres potentialités de perturbation de l'équilibre par l'environnement du sujet. L'exemple le plus démonstratif est la marche sur la glace qui entraîne une modification importante du schéma de moteur [Woollacott et Tang, 1997]. Chez les sujets âgés, l'utilisation du système de contrôle « proactif » nécessite une plus grande attention que chez les sujets jeunes. Elle conduit, dans les cas les plus graves, en une impossibilité à marcher en réalisant une autre activité.

Chez tous les individus, si les perturbations de l'équilibre n'ont pu être anticipées par le système « proactif », le mécanisme de contrôle « réactif » est sollicité. Dans ce cas, les personnes réagissent aux déséquilibres par des réponses posturales automatiques.

L'utilisation des afférences visuelles est, semble-t-il, très importante dans le maintien de l'équilibre. Chez les sujets âgés, une bonne part des chutes serait due à une diminution de la capacité à utiliser les afférences visuelles au cours de la marche [Woollacott et Tang, 1997]. L'augmentation du temps de réaction aux informations visuelles serait également incriminée. Cette baisse de rapidité de réaction est retrouvée, de manière globale, chez les sujets âgés.

Ceux-ci ont de grandes difficultés à répondre par réactions motrices adaptées à des situations nouvelles.

III.1.2 - Vieillesse et modification des paramètres de marche

Les études portant sur les modifications de la marche avec l'âge révèlent certaines discordances liées au fait qu'il est difficile de faire la part entre ce qui revient au vieillissement d'une part, et aux pathologies associées, d'autre part. Pour certains auteurs, il y aurait une très grande variabilité des paramètres de marche chez les sujets âgés, expliquant ces discordances [Grabiner, 2001]. Il semble bien néanmoins qu'un certain nombre de constantes puisse être mentionné.

La dégradation de la marche survient à partir de l'âge de 50 ans et s'accélère après 60 ans. Globalement, **l'organisation du cycle de marche** se modifie. Cela se traduit par une augmentation du temps d'appui bipodal (qui passe de 9 % chez les sujets jeunes à 12 % pour les plus âgés) et une réduction du pourcentage de temps en balancement (qui passe de 41 % chez les sujets jeunes à 38 % pour les plus âgés) [Lafont, 1999]. Chez les sujets de plus de 80 ans, la réduction de la durée de balancement se poursuit alors que la durée d'appui bipodal s'accroît de manière moins rapide. Par contre, la trajectoire et la régularité de la marche ne sont normalement pas modifiées chez le sujet âgé sain. Il en est de même pour la symétrie des cycles de marche [Lafont, 1999]. La variabilité du pas a été notée comme un facteur concomitant du risque de chute [Hausdorff *et al.*, 2001].

La **cadence du pas** est quasiment constante. Elle se réduit de 110 pas par minute, chez l'adulte à 105 pas, à l'âge de 70 ans [Martin-Hunyadi *et al.*, 1999]. Quel que soit l'âge, elle est plus faible chez les hommes que chez les femmes, ce qui compense la différence de longueur du pas entre les deux genres [Lafont, 1999].

La **longueur du pas** se réduit très sensiblement [Kemoun, 2001]. Plusieurs études ont mis en évidence une différence de longueur du pas de 3 à 16 cm entre les adultes jeunes et les sujets âgés [Viel, 2000]. C'est ce paramètre qui induit la réduction de la vitesse de marche. Chez les personnes âgées de plus de 80 ans, la longueur du pas continue à se réduire alors que la durée totale du cycle de marche n'augmente plus de manière significative. La diminution de l'amplitude pourrait s'expliquer en partie, par la diminution du pic de moment de force au niveau de la hanche, observée chez les sujets de plus de 60 ans [Woollacott et Tang, 1997].

La **hauteur du pas** se réduit. Une étude de Winter [Viel, 2000] a mis en évidence une distance entre les orteils et le sol de 1,27 cm chez les sujets jeunes, contre 1,11 cm chez les sujets âgés. Notons que ce facteur favorise la chute par accrochage du pied au sol [Kemoun, 2001]. Cette modification de la hauteur du pas peut, dans certains cas, être observée par la réalisation de pas traînants, voire glissés [Mourey et Camus, 1999]. À l'inverse, la largeur du pas augmente [Grabiner, 2001]. Chez les sujets jeunes, l'écartement habituel se situe autour de 6 à 8 cm, alors que pour les sujets âgés, il avoisine les 8 à 12 cm [Viel, 2000]. Elle peut s'associer à une augmentation de l'angle du pas [Kemoun, 2001]. Parfois, au contraire, une stratégie de diminution du ballant latéral peut s'observer. Elle se traduit alors par une diminution du polygone de sustentation à la marche [Woollacott et Tang, 1997]. D'une manière générale, chez les sujets très âgés, les détériorations sont visibles à l'œil.

Le **déroulement du pied sur le sol** est également moins ample. L'attaque du pied se fait plus à plat et la force propulsive diminue. Les restrictions d'amplitude des articulations du pied en sont la cause et notamment la diminution de la dorsiflexion de la cheville. Mais les modifications d'amplitude d'utilisation des articulations de la hanche, et également du genou, contribuent à ces changements. Il est à noter que si l'amplitude du genou n'est pas diminuée, les modifications d'amplitude d'utilisation sont bien réelles, notamment en extension [Ostrosky *et al*, 1994]. Globalement, la posture générale tend à se modifier dans le sens d'une

réduction des girations de la ceinture pelvienne et du balancement des membres supérieurs. Les girations de la ceinture scapulaire ne seraient que plus rarement affectées.

La **vitesse de marche** diminue de 10 % entre 61 et 70 ans, de 20 % entre 71 et 80 ans et de 30 % de 81 à 90 ans. Si la vitesse de marche se réduit globalement avec l'âge, c'est la vitesse maximale qui est la plus altérée. La vitesse spontanée (dite confortable) déclinerait de 0,2 % par an jusqu'à 63 ans, puis de 1,6 % par an [Viel, 2000]. Pour Rouanne *et al.* [1993], la réduction finale de la vitesse de marche est de 17 à 20 % selon les sujets. La marche est un bon indicateur d'autonomie de la personne âgée. Il a été démontré une relation étroite entre les performances d'équilibre et la vitesse de la marche [Willems et Vandervoort, 1996].

III.1.3 - Environnement et modifications de la marche

Le mode de vie et l'environnement influencent la marche. Il a été noté que les personnes vivant en ville ont un équilibre moins bon que les ruraux [Ringsberg *et al.*, 1998]. Les citadins ont une vitesse de marche plus grande, avec des pas plus nombreux et plus petits. Le type de chaussures, de semelles et la hauteur du talon ont plus d'influence chez le sujet âgé que chez le sujet jeune. Les semelles minces et fermes semblent plus adaptées chez le sujet âgé, et lui donnent un meilleur équilibre.

À l'inverse, les chaussures munies de semelles épaisses et molles ou les chaussons ouverts sans talons perturbent la marche. Lord et Bashford [1996] ont montré que les performances d'équilibre étaient améliorées pieds nus ou par le port de chaussures de sport comparativement aux chaussures à haut talon ou les chaussures usagées habituelles. Ce constat donne des arguments à l'étude du chaussage chez les sujets âgés. Les modifications du profil du terrain influent également sur les caractéristiques de la marche. Une pente ascendante favorise la répropulsion, une pente descendante induit une diminution de la longueur du pas.

III.1.4 - Éléments perturbateurs et marche

Au niveau des chaussures, les semelles à forte élasticité sont néfastes à la stabilité. La capacité de rapidité de balancement du pas, chez les personnes âgées, qui portent une semelle dure à faible élasticité, n'est que 20 % inférieure à celle d'une population jeune qui porte des chaussures de sport. Les surfaces rigides permettent de dissiper les excès de réaction. Seules les forces emmagasinées dans les tissus biologiques sont restituées pour permettre l'impulsion suivante. Au contraire, les semelles souples peuvent conduire à des déséquilibres par surplus de force de réaction. Elles atténuent également la capacité de kinesthésie du pied [Robbins *et al.*, 1998].

III.1.5 - Éléments facilitateurs et marche

L'utilisation de cannes ou de brèves « touches » avec les membres supérieurs est fréquente chez les sujets âgés. L'utilisation des afférences sensorielles provenant des mains et du poignet contribue à compenser la déficience des membres inférieurs. Une série d'études a démontré que ces afférences supplémentaires permettaient de réduire de manière significative, les oscillations posturales des sujets. Ainsi, avec une force musculaire réduite, les personnes peuvent rétablir leur équilibre [Jeka, 1997]. Chez les personnes présentant un déficit visuel, le seul fait de toucher de la main un mur est plus avantageux, en termes de gain d'équilibre postural, que de prendre appui sur une canne [Maeda *et al.*, 1998]

III.1.6 - Perturbations du mouvement et conséquences sur la marche

Il apparaît, au fil du vieillissement, une détérioration des capacités de coordination musculaire et de débattement articulaire. Ces modifications sont, dans un premier temps, infra cliniques (*i.e.* invisibles à l'œil), puis deviennent évidentes. À ces dernières s'ajoute la mise en jeu de nouvelles stratégies de compensation.

Coordination musculaire et amplitudes articulaires dynamiques

La longueur des enjambées est déterminée par les amplitudes de mouvement de la hanche et plus particulièrement de l'extension. Mais l'ensemble de la coordination des groupes musculaires du membre inférieur et même de la partie basse du tronc contribue à la dynamique du pas. Une étude [Kemoun *et al.*, 1999] utilisant à la fois un système optoélectronique d'analyse tridimensionnelle du mouvement et deux plates-formes de force a mis en évidence un changement de stratégie de marche. Celui-ci est dominé par un retard de la flexion dorsale de la cheville.

Par ailleurs, il est noté une diminution significative des amplitudes articulaires dynamiques en flexion dorsale de la cheville et en extension de la hanche, alors que les amplitudes articulaires mesurées lors d'une mobilisation passive sont encore normales. De plus, il a été trouvé une réduction (statistiquement non significative) des amplitudes de l'extension articulaire dynamique du genou. Ces perturbations seraient dues, non pas au déficit des muscles agonistes, mais à un défaut de relâchement des muscles antagonistes (triceps, fléchisseurs de hanche et ischio-jambiers). Il peut également apparaître une diminution de la flexion du genou induite par une « inversion de phase » du droit fémoral [Kemoun *et al.*, 1999]. La réduction de la capacité musculaire des muscles de la ceinture pelvienne, avec perturbation de l'équilibre fléchisseurs / extenseurs au détriment de ces derniers, contribue également à ces phénomènes.

Stratégies compensatoires

Les stratégies compensatoires sont parfois elles-mêmes à l'origine de difficultés accrues. Ainsi, la diminution de la largeur du pas, observée chez certains sujets, permet de diminuer le ballant latéral. Ceci a pour avantage d'être économique pour le système

musculaire stabilisateur latéral, mais a pour inconvénient d'induire une réduction préjudiciable du polygone de sustentation.

Autre paradoxe, les sujets âgés s'aident plus souvent que les jeunes par des appuis latéraux lors des déséquilibres dans le plan antéropostérieur. Ceci peut s'expliquer par la plus grande instabilité latérale de ces personnes dans les positions difficiles [Woollacott et Tang, 1997]. Mais ces rattrapages par prise d'appui latéral ont très peu d'efficacité pour éviter les chutes antérieures ou postérieures.

Il est également montré que les amplitudes de réponses des muscles des jambes et du tronc des sujets âgés sont inférieures à celles des adultes jeunes. Pour compenser ce déficit de force, une plus grande utilisation des mouvements de balancier des membres supérieurs est effectuée [Woollacott et Tang, 1997]. Elle est cependant plus délicate à gérer pour ne pas induire elle-même de nouvelles difficultés d'équilibre.

III.1.7 - Physiopathologie des modifications de la marche

La conservation de la symétrie entre les pas droits et gauches, malgré les détériorations fonctionnelles et la relative stabilité de la durée de balancement, met en évidence la bonne tenue du générateur de rythme. Ces données confirment les résultats obtenus par l'étude de Luchies *et al.* [1999]. Ces auteurs ont mis en évidence une détérioration plus importante des temps de réponse musculaire pour des tâches volontaires que pour les tâches automatiques. L'altération des structures sous-corticales, en particulier extra-pyramidales, la presbyvestibulie, la neuropathie sénile, la diminution de la vision, la restriction des amplitudes articulaires et de la force musculaire expliquent le vieillissement de la marche. Les variations des synergies agonistes antagonistes ont également été révélées. Les sujets chuteurs présenteraient une diminution de l'inhibition des muscles antagonistes entraînant une déambulation en cocontraction musculaire, coûteuse énergétiquement et peu efficace.

III.2 - Autres fonctions de la vie quotidienne

III.2.1 - S'asseoir et se lever

La capacité à se lever d'un siège et à s'asseoir est un élément essentiel dans la conservation de l'autonomie. Le passage assis-debout et debout-assis a fait l'objet d'une analyse comparative entre des sujets jeunes et des sujets âgés [Mourey, 2000]. Chez le sujet âgé sain, les deux phases du mouvement montrent de grandes similitudes malgré les différences tant en ce qui concerne les positions initiales que des effets gravitaires. Il s'avère que la position du tronc dans l'espace constitue un invariant dans la programmation du mouvement. Il existe une stabilisation de la tête dans l'espace qui permettrait de faciliter les transformations sensorimotrices nécessaires pour améliorer la stabilité posturale au cours du mouvement. La phase debout-assis nécessite plus de temps que la phase opposée. Ce résultat s'explique par la mise en route de l'activité de freinage avant la prise de contact avec le siège [Mourey, 2000]. L'étude a également montré que le mouvement est réalisé de manière plus lente par les sujets âgés. L'altération de la vitesse est plus marquée lors des séquences les plus complexes en terme de stabilisation. Il existe également une difficulté à contrôler la mobilité du tronc dont la vitesse est moins rapide chez les sujets âgés. Ces derniers seraient contraints de maintenir une vitesse stable pour ne pas se retrouver déstabilisés. Enfin, l'étude des mouvements de la tête montre également une tendance à une moins bonne stabilisation de cette dernière chez les sujets âgés durant les deux phases du mouvement [Mourey, 2000].

III.2.2 - La rétropulsion des sujets très âgés

Chez les sujets très âgés, le syndrome de régression psychomotrice est, entre autres, caractérisé cliniquement par un déséquilibre postérieur du sujet [Mourey, 1999]. Il est observé en position assise et, lorsqu'elles sont encore possibles, en position debout et lors de la marche. En dehors de l'attitude caractéristique au fauteuil, les fesses au bord de l'assise et les

pieds positionnés en avant, les mouvements trahissent le déséquilibre postérieur. Les transferts assis-debout et debout-assis sont particulièrement spécifiques. Le sujet présente une incapacité à projeter son tronc vers l'avant. Les forces exercées au sol traduisent la perturbation motrice avec des forces au sol orientées vers l'avant lors du relevé (au lieu d'une orientation normale vers l'arrière). La composante psychologique de ce syndrome est importante, avec une peur de tomber réalisant une véritable sidération des capacités posturales de ces sujets [Mourey, 1999].

Au niveau physiopathologique, les perturbations fonctionnelles laissent à penser à une détérioration de la mémoire spatiale et des référentiels construits par le système nerveux central, liée à une accumulation d'afférences erronées. Le vieillissement, les différents stress ou maladies accumulées au cours de la vie en seraient les causes principales [Mourey, 1999].

III.2.3 - La capacité gestuelle générale

Des études ont cherché à appréhender si les baisses de performances étaient uniquement liées à un déficit des capacités physiques ou si un défaut de coordination se surajoutait. Il apparaît en fait que les altérations de performance observées chez les sujets âgés sont aggravées par une déficience de la coordination musculaire et de la rapidité gestuelle. Ainsi, la baisse des performances lors des gestes de sauts (triple extension verticale, saut longueur en avant et en arrière) est encore plus importante que la diminution de force des membres inférieurs. La perte de force entre 20 et 70 ans est estimée à 46 %, alors que les performances de saut chutent de 64 % durant la même période [Izquierdo *et al.*, 1999].

Comme déjà mentionné pour la marche, différents facteurs paraissent s'additionner. La rapidité de contraction des releveurs du pied associée à une perte d'extensibilité du triceps sural induit des modifications posturales importantes. La rétropulsion, fréquemment décrite, perturbe l'équilibre statique et dynamique du sujet et pénalise la vitesse de réaction du sujet

face à des situations déstabilisantes. De plus, des restrictions de mobilité articulaire se surajoutent à ces phénomènes. L'inactivité participe à la diminution des capacités physiques des individus. La non-utilisation musculaire accélère la dégradation physiologique.

Lors de la locomotion, le passage au-dessus d'un obstacle est également perturbé. Chou *et al.* [2003] ont étudié la réponse au placement d'un obstacle et ont noté une gestion plus imprécise du centre de gravité dans le plan médiolatéral. Les patients les plus sujets aux chutes ont une amplitude de mobilité du centre de masse plus importante.

Conclusion

Si les capacités gestuelles générales sont modifiées avec l'âge, les altérations des capacités de locomotion sont particulièrement préjudiciables en termes d'autonomie des personnes. La marche devient progressivement moins rapide et moins sûre. Les transferts d'une position à une autre, assis à debout par exemple, deviennent plus difficiles à réaliser. Cette détérioration de la locomotion qui s'associe à des troubles de la posture et de l'équilibre entraîne une augmentation du risque de chute et de ses conséquences corollaires (psychologiques, physique et d'indépendance de vie). Ces détériorations fonctionnelles s'expliquent par un vieillissement de l'ensemble des composants du système de contrôle de la posture et du mouvement auquel s'ajoutent de manière intriquée l'inactivité et les facteurs psychologiques (recherche de sécurisation).

L'ensemble de ces détériorations fonctionnelles doit être exploré lors des consultations de gériatrie. Un certain nombre de tests visent à explorer plus particulièrement les déficiences de locomotion et de posture. Nous allons les passer en revue, au cours des pages suivantes.

Chapitre IV - Évaluation de l'équilibre, du risque de chute et des fonctions locomotrices chez les sujets âgés.

La diminution de la stabilité posturale est responsable, selon les auteurs, de 2,7 à 19 % des chutes du sujet âgé [Lafont, 1999]. Elle motive un nombre important de consultations de gériatrie. Hormis les questionnaires destinés à l'autoappréciation de l'état général ou de l'état fonctionnel, un certain nombre de tests ou d'examen sont plus spécifiquement destinés à évaluer les performances d'équilibre. Ils sont fréquemment employés lors des consultations gériatriques ou lors des suivis des patients à risque de chute, par les kinésithérapeutes. Ces tests dits cliniques, fonctionnels ou « de laboratoire » [Berg, 1989a] sont nombreux. Certains sont à réserver à des adultes encore jeunes, chez qui on veut apprécier l'amorce du vieillissement. D'autres, au contraire, ont été conçus pour appréhender la dégradation de la fonction d'équilibration chez des sujets très âgés placés en institution d'accueil. Nous allons successivement détailler la méthodologie, la validité et la fiabilité des principaux tests. Les premiers paragraphes seront consacrés aux tests cliniques (test d'équilibre, test de locomotion, tests polycritériés) et le dernier paragraphe se focalisera sur les tests sur plate-forme de force.

IV.1 - Les tests d'équilibre

Ces tests permettent de déterminer une performance à partir d'une même épreuve. On distingue, d'un côté, des épreuves statiques appréciant la capacité à tenir une posture d'équilibre et, de l'autre, des épreuves rendues dynamiques par les mouvements du tronc et des membres supérieurs ou les sauts.

IV.1.1 - Épreuve chronométrée en appui bipodal

Les épreuves chronométrées en appui bipodal (inspirée du test de Romberg) sont destinées à quantifier le temps durant lequel un sujet peut se tenir debout les yeux ouverts puis les yeux fermés. Plusieurs variantes existent [Ekdahl *et al.*, 1989 ; VanSwearingen et Brach, 2001]. Il peut être demandé au sujet de tenir les deux pieds côte à côte, les yeux ouverts puis les yeux fermés. Il est également possible de demander au sujet de se positionner les deux pieds en tandem (un pied devant l'autre talon contre orteil) ou en semi-tandem. Dans tous les cas, le temps de maintien de la position est chronométré. Le *Fraitley and Injuries Cooperative Study of Intervention Techniques* (FICSIT) teste (dans sa version FICSIT-3) la capacité à tenir les trois positions (pieds parallèles, en semi-tandem et en tandem). La version FICSIT-4 évalue en plus la capacité à tenir sur un seul pied. Cependant, la corrélation de performance de ces épreuves est modeste (comprise entre 0,28 et 0,74) notamment si le temps entre deux épreuves est plus important [VanSwearingen et Brach, 2001].

IV.1.2 - « *One leg balance* » ou épreuve chronométrée en appui monopodal

Ce test est d'application large, pouvant être utilisé tout aussi bien chez des sujets jeunes et sportifs [Hahn *et al.*, 1999] que chez des sujets âgés chuteurs [Vellas *et al.*, 1997]. L'épreuve chronométrée en appui monopodal est destinée à quantifier le temps durant lequel le sujet parvient à tenir sur un pied (yeux ouverts puis fermés). Si, chez les athlètes, le test est proposé les yeux fermés [Hahn *et al.*, 1999], chez les sujets âgés, la réalisation peut être faite avec ou sans la vision. Chez les sujets sportifs, la performance moyenne est voisine de 30 sec. Selon les sports pratiqués, les performances varient dans une fourchette comprise entre 23 sec et 43 sec. Pour leur part, Ekdahl *et al.* [1989] suggèrent une norme au test, chez les sujets

adultes sains, de 60 secondes les yeux ouverts et de 30 sec avec un bandeau sur les yeux [Lindmark *et al.*, 1999]. Trois tests sont réalisés, la meilleure performance étant retenue.

Bohannon *et al.* [1984] ont observé que les sujets de plus de 70 ans ne pouvaient pas tenir plus de 13 secondes en appui unipodal les yeux ouverts alors que tous les sujets de moins de 45 ans tenaient au moins 30 secondes. Ils ont noté une assez bonne corrélation entre l'âge et le temps de maintien en station unipodale que ce soit avec les yeux ouverts ou les yeux fermés. Ce constat a été confirmé depuis par Gustafson *et al.*, [2000] et Ekdahl *et al.* [1989]. Ces derniers ont également noté une reproductibilité du test (effectué sur une plate-forme) jugée acceptable. Depuis, Briggs *et al.*, [1989], Giorgetti *et al.* [1998], et Jarnlo et Nordell [2003] ont confirmé une bonne reproductibilité.

Ekdahl *et al.* [1989] ont également noté une faible corrélation entre les performances à l'appui unipodal et les performances sur plate-forme de force. Pour ces auteurs, la difficulté à tenir l'appui unipodal est plus importante les yeux fermés. Dans cette situation, ils ont trouvé des performances supérieures sur le membre inférieur gauche (généralement membre d'appui chez les sujets droitiers) comparativement au droit. Ces résultats sont en contradiction avec les constatations de Briggs *et al.* [1989] qui n'avaient pas retrouvé de différence significative entre les deux membres inférieurs (droite-gauche, dominant-non dominant) chez des sujets de 60 à 86 ans.

Vellas *et al.* [1997] ont mis en évidence la valeur prédictive du temps de maintien de l'appui unipodal les yeux ouverts. L'étude portait sur 316 sujets suivis longitudinalement pendant 3 ans. Parmi ces sujets, 225 (71,2 %) ont fait l'expérience d'une chute. Le temps de maintien de l'appui unipodal n'était pas significativement associé chez ces sujets. Par contre, Vellas *et al.* [1997] ont noté que les sujets en impossibilité de tenir l'appui unipodal au moins 5 secondes avaient plus de risque de faire une chute grave dans les trois ans suivants. Si la sensibilité du test est faible (36 %), sa spécificité est bonne (76 %). En revanche, Briggs *et al.*

[1989] n'ont pas observé de différence significative de performance entre des sujets chuteurs et non chuteurs.

Une variante non chronométrée du « *One leg balance* » a été proposée par Hauptstein et Goldie [2000]. Il s'agit dans ce cas d'apprécier visuellement, à partir d'un enregistrement vidéo, le maintien dans le plan frontal de la posture sur un pied durant 20 secondes selon une grille de 11 critères. Cette méthode donne des résultats corrélés avec les données recueillies par une plate-forme de force dans le plan frontal. La reproductibilité de la méthode est très bonne en interobservateurs et en intraobservateur.

Si Ekdahl *et al.* [1989] reprenant l'idée de Bohannon *et al.* [1984] suggèrent de limiter le test (les yeux ouverts ou fermés) à 30 secondes, Lindmark *et al.* [1999] préconisent quant à eux, dans le premier cas, un arrêt du test à 60 secondes.

Si l'on intègre toutes ses variantes, le *One leg balance* est un des tests les plus utilisés pour la mesure clinique de l'équilibre [Jarnlo et Nordell, 2003]. Sa simplicité d'utilisation et sa fiabilité en sont les raisons.

IV.1.3 - « *Functional Reach Test* »

Le « *Functional Reach Test* » (FRT) de Duncan *et al.* [1990] sollicite l'adaptation posturale à travers un déséquilibre intrinsèque. Il a été modifié depuis par MacKenzie [1999]. Le FRT est un test évaluant la capacité à gérer le déséquilibre provoqué par une inclinaison antérieure du tronc. Il évalue la stabilité antéropostérieure. Le sujet est positionné en position debout, bras tendus, pieds maintenus sur une base fixe. La mesure est la distance maximale entre la position de départ (bras tendu en flexion à 90 deg) et la position la plus éloignée possible en avant que peut atteindre la main (figure 1). Trois essais sont effectués. Dans la version initiale de Duncan *et al.* [1990], la meilleure performance est retenue, mais plusieurs auteurs suggèrent de retenir la moyenne des trois essais [MacKenzie, 1999 ; Lindmark *et al.*,

1999]. Deux compensations possibles doivent être soigneusement contrôlées : l'angulation du corps dans le plan sagittal et les rotations du haut du tronc. En respectant ces précautions, le FRT bénéficie d'une très bonne reproductibilité [Brauer *et al.*, 1999 ; Giorgetti *et al.*, 1998 ; VanSwearingen et Brach, 2001].

Wernick-Robinson *et al.* [1999] ont mis en doute le fait que la mesure centimétrique du FRT traduise réellement l'équilibre dynamique. Des stratégies de contrôle d'équilibre permettraient à des sujets déficients d'obtenir des performances semblables à celles de sujets sains. Ces auteurs suggèrent une étude conjointe des stratégies mises en œuvre par les sujets au cours de ce test.

Complétant ce constat, Jonsson *et al.* [2002] ont étudié chez des sujets les déplacements du centre de pression à l'aide d'une plate-forme de force et les mouvements du corps à l'aide d'un système d'analyse du mouvement. Ils ont mis en évidence que les performances au FRT n'étaient que faiblement corrélées au déplacement du centre de pression et bien corrélées avec les flexions antérieures du tronc. En conclusion, le FRT n'évalue que faiblement les limites de stabilité mais plutôt les mécanismes compensatoires.

Une étude a mis en valeur la valeur prédictive de chute du FRT. Par rapport au sujet atteignant la distance 25,4 cm ou plus, les sujets ayant des performances comprises entre 15,2 et 25,4 cm ont deux fois plus de risque de chute. Ceux obtenant une performance inférieure à 15,2 cm ont pour leur part, un risque multiplié par quatre [VanSwearingen et Brach, 2001]. Les résultats au FRT sont respectivement faiblement corrélés et très faiblement corrélés aux performances au *Timed Up & Go test* et le test de Berg (*Cf. infra*) [Boulgarides *et al.*, 2003]. De façon complémentaire, la sensibilité au changement du FRT est satisfaisante et permet d'envisager son utilisation pour suivre l'évolution des performances fonctionnelles de sujets âgés au décours d'une réhabilitation [Weiner *et al.*, 1993].

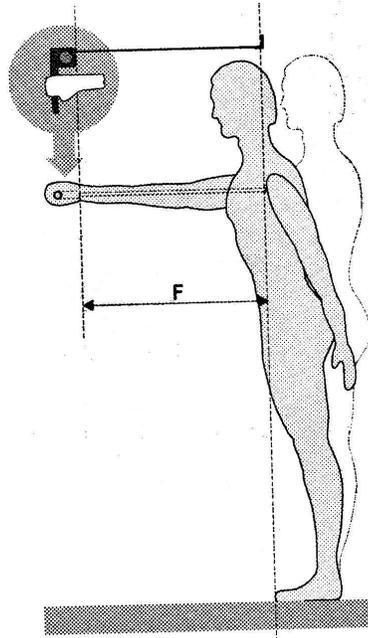


Figure 1 : *Functional Reach test*, le sujet est positionné en position debout, bras tendus, pieds maintenus sur une base fixe. La mesure est la distance maximale entre la position de départ (bras tendu en flexion à 90 deg) et la position en avant, la plus éloignée possible, que peut atteindre la main [MacKenzie, 1999].

IV.1.4 - « *Lateral Reach Test* »

Le « *Lateral Reach Test* » (LRT), littéralement le test d'atteinte latérale, de l'équipe australienne de Brauer *et al.* [1999] permet la mesure clinique de la stabilité médiolatérale (figure 2). Cette composante de l'équilibre a été identifiée comme déficiente chez les sujets âgés par plusieurs équipes [Maki *et al.*, 1994 ; Lord *et al.*, 1999]. Le test consiste à mesurer, chez un sujet debout, le bras tendu en abduction à 90 deg, dos à un mur (sans contact) et pieds écartés de 10 cm et divergents de 30 deg, la distance maximale atteinte par l'index (par rapport à la position de départ). La position doit être tenue 3 sec. La mesure peut se faire par lecture d'une réglette ou par une observation instrumentée tridimensionnelle. Le test est effectué cinq fois de chaque côté (la meilleure performance est retenue). Il bénéficie d'une excellente reproductibilité. Le test d'atteinte latérale est également bien corrélé avec un test de laboratoire étudiant les déplacements latéraux du centre de gravité.

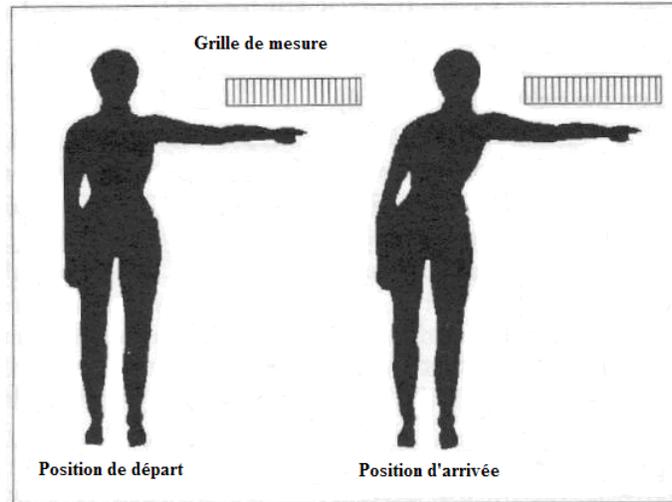


Figure 2 : Le *Lateral reach test* consiste à mesurer, chez un sujet debout le bras tendu en abduction à 90°, dos à un mur (sans contact) et pieds écartés de 10 cm et divergents de 30°, la distance maximale atteinte par l'index (par rapport à la position de départ) [Brauer *et al.*, 1999].

IV.2 - Les tests de locomotion

IV.2.1 - « *Hopping test performance* » ou saut en longueur

Le « *Hopping test performance* » de Greenberger et Paterno [1994, 1995] consiste en un saut en longueur unipodal. Ce test a été conçu pour évaluer les déficits de fonction des membres inférieurs. Il apprécie à la fois la force d'extension du membre inférieur et la capacité posturale. Trois essais sont effectués, le meilleur est retenu. Ce test a une excellente reproductibilité que ce soit du côté dominant comme du côté controlatéral [Greenberger et Paterno, 1994]. Cette reproductibilité a été confirmée chez des populations atteintes d'une lésion du ligament croisé antérieur du genou. [Brosky *et al.*, 1999].

Les résultats au « *Hopping test performance* » sont bien corrélés avec les résultats à une évaluation isocinétique. Ce test n'a pas été évalué chez des sujets âgés. Une version modifiée plus contraignante, le « *Lateral hop for distance* » de Vandermeulen *et al.* [2000], est destinée à apprécier les capacités fonctionnelles dans des conditions de stress, telles celles induites lors d'activités physiques. L'épreuve est un saut en longueur latéral répété trois fois de chaque côté. La moyenne des trois sauts est retenue. La fiabilité de ce test est excellente.

La sensibilité de ce test est suffisante pour détecter de manière certaine des modifications de l'ordre de 15 % [Vandermeulen *et al.*, 2000].

De part leur difficulté, ces tests ne peuvent être utilisés que pour l'évaluation précoce de l'équilibre chez des sujets encore jeunes ou tout au moins très actifs. Ils offrent la possibilité de donner une référence pour l'appréciation des capacités sensorimotrices de sujets ayant des performances normales aux tests habituellement proposés aux sujets actifs.

IV.2.2 - « *Timed chair rise* » ou test de relevé de la chaise

Le « *Timed chair rise* » est utilisé par de nombreux investigateurs pour évaluer les capacités fonctionnelles, la force des quadriceps et l'équilibre des sujets âgés. Le test consiste en un relevé à partir d'une chaise standard sans utiliser les accoudoirs. Un premier niveau d'appréciation distingue les sujets « capables » des sujets « incapables » de réaliser ce relevé. Parmi les sujets « capables », le chronométrage permet d'affiner l'évaluation. Parmi les sujets « incapables », la réalisation du test avec l'aide d'accoudoirs est proposée. Une version modifiée du test, souvent employée, consiste à réaliser cinq relevés successifs chronométrés [VanSwearingen et Brach, 2001].

Le « *Timed chair rise* » bénéficie d'une bonne reproductibilité quand le test est réalisé à deux et à cinq jours d'intervalle. Chez les sujets âgés fragiles, le test de relevés successifs possède une assez bonne reproductibilité. Les performances au test sont plus faibles avec l'âge et chez les sujets moins actifs [VanSwearingen et Brach, 2001].

Dans une étude portant sur près de 700 sujets âgés utilisant une procédure d'analyse de régression multiple, Lord *et al.* [2002b] ont mis en évidence le lien entre les performances et de multiples facteurs. Parmi eux, on note la sensibilité aux contrastes visuels, la force musculaire des fléchisseurs et des extenseurs du genou et des releveurs du pied, la proprioception des membres inférieurs, la sensibilité périphérique tactile, le temps de réaction

à une stimulation du pied, les oscillations en station debout les yeux ouverts sur une surface en mousse, le poids de l'individu et le score au SF12 (*short Form 12 Health Status Questionnaire*). Chacun de ces éléments est un facteur prédictif significatif et indépendant des performances au relevé de chaise. Cette étude confirme la complexité et la multitude de facteurs intriqués dans la réalisation de performances fonctionnelles.

IV.2.3 - Vitesse de marche

La vitesse de marche est une mesure commune de la capacité de mobilité des sujets âgés. Elle est aisée à mesurer par le chronométrage du temps de parcours d'une distance connue. Le plus souvent, les distances utilisées sont de 6 à 20 mètres. La reproductibilité du test est bonne à 48 heures d'intervalle. La vitesse de marche est différente selon l'âge mais également au sein d'un même groupe d'âge selon la condition physique [VanSwearingen et Brach, 2001].

La vitesse de marche a été démontrée comme étant un indicateur fiable de la capacité à marcher des sujets âgés. Elle est bien corrélée avec la longueur du pas, la cadence et le temps de double appui. La vitesse de marche est également liée aux anomalies à la marche. Le seuil de vitesse de $0,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a été déterminé, chez les sujets âgés fragiles, comme discriminatif du risque de chute à répétition (sensibilité = 72 % et spécificité = 74 %). Le seuil de vitesse de $0,57 \text{ m/s}$ a également été démontré pouvant discriminer les sujets les plus à même de bénéficier de l'effet d'un traitement kinésithérapique (sensibilité = 80 % et spécificité = 89 %) [VanSwearingen et Brach, 2001].

IV.2.4 - « *six-minute walk test* » ou test de marche de six minutes

Ce test de marche permet de réaliser une mesure fonctionnelle de la capacité de marche des sujets âgés. Il bénéficie d'une très bonne reproductibilité [Harada, 1999]. Sa validité a été mise en évidence notamment grâce à sa corrélation avec la vitesse de marche, les levers de chaise et l'équilibre debout. Le test consiste à mesurer la distance parcourue (en mètre) par un sujet en 6 minutes sur un terrain plat. Il permet de décrire l'endurance d'un individu. Il est dépendant de la force des membres inférieurs, de l'équilibre et de la vitesse de marche. Le manque de standardisation dans sa réalisation est une des critiques les plus fréquemment formulées à l'encontre de ce test [VanSwearingen et Brach, 2001].

La reproductibilité à une semaine d'intervalle est très bonne. Le test est modérément corrélé avec les résultats des épreuves ergométriques. Les résultats au test sont différents chez les sujets âgés selon le niveau d'activité quotidienne démontrant sa capacité discriminative [VanSwearingen et Brach, 2001].

Lord et Menz [2002] ont déterminé un lien entre les performances au test de marche de six minutes et une dizaine de facteurs. Il s'agit de la sensibilité aux contrastes visuels, de la force musculaire des membres inférieurs, du temps de réaction, des oscillations posturales, de l'amplitude maximale de déplacement, du nombre de médicaments consommés et du score au SF36 (*36 items Short Form Health Survey*). Tous ces facteurs sont significativement prédictifs et indépendants des performances au test de marche de six minutes. Ils expliquent à eux seuls plus de la moitié des variations de performances.

IV.2.5 - « *Get-up and Go test* »

Il permet d'étudier les transferts assis-debout, la marche et les changements de direction du patient. Le sujet est invité à se lever en utilisant les accoudoirs d'un siège, puis à se déplacer en direction d'un mur situé à trois mètres, à faire demi-tour sans toucher le mur, à revenir jusqu'au siège, à en faire le tour et enfin s'asseoir [Mathias *et al.*, 1986]. Dans l'étude initiale réalisée auprès de sujets âgés de 52 à 94 ans, l'épreuve est effectuée après un essai, afin que le sujet puisse se familiariser. L'épreuve est filmée par deux caméras vidéo et cotée sur l'échelle suivante : 1 = normal, 2 = très légèrement perturbé, 3 = moyennement perturbé, 4 = modérément perturbé, à 5 = sévèrement perturbé. Au total, 58 professionnels de santé (médecins seniors et juniors, étudiants en médecine, kinésithérapeutes, ergothérapeutes et techniciens de laboratoire) ont participé à la détermination des scores. Les scores les plus bas et la variabilité moindre ont été obtenus par les kinésithérapeutes et les ergothérapeutes. À l'opposé, les médecins seniors déterminaient les scores les plus élevés avec une plus grande variabilité. La différence entre ces deux catégories était statistiquement significative. La reproductibilité interne à chaque groupe de testeurs était bonne. La corrélation du score au « *Get-up and Go test* » avec les performances sur une plate-forme de force était médiocre. Par contre, il y avait une bonne corrélation avec la vitesse de marche.

IV.2.6 - « *Timed Up & Go test* »

Podsiadlo et Richardson [1991] ont décrit une version chronométrée du « *Get-up and Go test* » nommée « *Timed Up & Go test* » (TUG). Ils reprennent les grandes lignes du test décrit par Mathias *et al.* [1986], mais en simplifié. Le sujet est assis sur une chaise munie d'accoudoirs et placée à trois mètres d'un mur. Le sujet doit se lever, marcher directement jusqu'au mur, faire demi-tour sans toucher le mur et revenir jusqu'à la chaise et s'asseoir. Le score est le nombre de secondes nécessaires pour réaliser ce parcours. Notons que certains

auteurs, continuent à réaliser le parcours, tel que décrit initialement par Mathias *et al.* [1986], c'est-à-dire comprenant lors du final, un tour complet de la chaise avant de se rasseoir [Favier, 1999].

Étudié initialement chez 60 sujets âgés vivant de manière autonome, les auteurs ont trouvé une excellente reproductibilité entre les observateurs et avec le même observateur entre deux visites. Les auteurs proposent des valeurs seuils discriminatives de 20 et 30 secondes. Sous les 20 secondes, les sujets tendent à avoir une indépendance de mobilité avec éventuellement l'aide d'une canne. Au-delà de 30 secondes, les sujets ont généralement besoin d'une assistance pour se déplacer.

Les corrélations avec la vitesse de marche et l'index de Barthel sont bonnes [Podsiadlo et Richardson, 1991]. Si Podsiadlo et Richardson [1991] ont noté dans leur étude une bonne corrélation avec le *Berg Balance Scale*, Boulgarides *et al.* [2003] n'ont pas, pour leur part, confirmé ce résultat. Ces mêmes auteurs ont noté une faible corrélation du TUG avec le *Functional Reach test*.

Depuis, plusieurs auteurs ont confirmé la reproductibilité du TUG chez des populations particulières (sujets parkinsoniens et sujets atteints d'ostéoarthritis du genou) [Morris *et al.*, 2001 ; Piva *et al.*, 2004].

Dans une revue de la littérature, VanSwearingen et Brach [2001] confirment la fréquence de l'utilisation de ce test chez les sujets âgés vivant de manière autonome, et la reproductibilité de celui-ci. Ils soulignent que la valeur prédictive du test par rapport au risque de chute n'a pas été démontrée. Ingemarsson *et al.* [2003] ont également démontré que le TUG avait un bon pouvoir prédictif de la capacité de marche et du niveau d'activité à un an des sujets âgés victimes d'une fracture du col du fémur. Ceux qui réalisent le TUG en moins de 20 secondes, une semaine après l'intervention chirurgicale, seront pour la plupart

indépendants dans leurs transferts et capables de déambuler seuls en milieu extérieur, alors que la majorité de ceux ayant une performance supérieure à 30 secondes ne le seront pas.

Thigpen *et al.* [2000] ont proposé d'utiliser le TUG pour faire un enregistrement vidéo du demi-tour. Ces auteurs proposent une analyse selon quatre critères de ce demi-tour. Cependant, Chaumont [2003] n'a pas retrouvé de reproductibilités intra et interobservateurs satisfaisantes à cette méthode.

IV.2.7 - *Timed Up & Go test* et tâches associées

Shumway-Cook *et al.* [2000] ont mis en évidence une diminution significative des performances chez les sujets « chuteurs » lors du *Timed Up & Go test* (TUG), mais également lors de la réalisation du TUG en double tâche : TUG Cognitif (TUG-CC) et TUG Manuel (TUG-M). Dans les trois conditions, l'utilisation d'aide technique à la marche est très bien corrélée à la vitesse de marche. Les sujets sans canne réalisent le parcours dans un temps moyen de 9 secondes contre 18,1 pour les sujets utilisant une canne et de 33,8 pour les sujets marchant avec un déambulateur à roulettes.

De plus, l'addition d'une seconde tâche cognitive ou manuelle accroît le temps de parcours du TUG dans les deux groupes de patients. Chez les sujets « chuteurs », l'augmentation du temps de parcours lors du TUG-CC est de 25 % contre 16 % pour les « non chuteurs ». De même, lors de l'addition d'une tâche manuelle (TUG-TM), l'augmentation est de 22 % pour les premiers contre 15 % pour les seconds [Shumway-Cook *et al.*, 2000]. D'autres auteurs considèrent qu'une différence entre le TUG et le TUG-CC supérieure à 4,5 secondes signale un fort risque de chute [Lundin-Olsson *et al.*, 2000].

En revanche, il n'existe pas de différence de la capacité de discrimination entre les trois tests (TUG, TUG-CC, TUG-TM). En utilisant pour valeur seuil, les 30 secondes définies par Podsiadlo et Richardson, le TUG simple a une sensibilité et une spécificité de 87 % (entre

chuteurs et non-chuteurs). Les TUG-CC et TUG-TM sont moins sensibles (80 %), mais plus spécifiques (93 %) [Shumway-Cook *et al.*, 2000].

IV.2.8 – « *Stops walking when talking* »

Il a également été proposé d'apprécier les arrêts de la déambulation lorsque les sujets sont contraints à parler. Ce test baptisé « *Stops walking when talking* » (SWWT) [Lundin-Olsson *et al.*, 1997] est basé sur un modèle de double tâche auquel nous ferons plus largement référence dans le chapitre V. Lors d'une situation de marche, le thérapeute note si les sujets interrompent leur marche quand une conversation débute. Ce test bénéficie d'une bonne spécificité (95 %), mais d'une sensibilité basse (48 %). De plus, il a une valeur prédictive de chute de 83 % et négative de 76 % [Lundin-Olsson *et al.*, 1997].

IV.2.9 - Marche selon la figure du « 8 »

La marche selon la figure d'un huit « de chiffre » est proposée également comme test clinique simple d'évaluation. La version modifiée consiste à faire réaliser au patient deux tours d'un parcours en forme de « 8 » dont les deux cercles font chacun 163 cm de diamètre. Le « 8 » est tracé au sol, la largeur de la ligne est de 4 cm.

La reproductibilité interobservateurs et intersessions est très bonne à excellente. Les résultats sont faiblement à modérément corrélés avec les performances au « *One leg balance* » et avec la vitesse de marche [Jarnlo et Nordell, 2003].

IV.3 - Les tests cliniques à critères multiples

Ces tests cherchent à évaluer avec quelle aisance le patient réalise une (ou plusieurs) épreuve(s) fonctionnelle(s) usuelle(s). Plutôt destinés à un « public » de personnes âgées, les épreuves sont cotées par un observateur selon la difficulté rencontrée.

IV.3.1 - *Performance-Oriented Mobility Assessment* ou test de Tinetti

Le *Performance-Oriented Mobility Assessment* (POMA) ou test de Tinetti cherche à établir une évaluation globale de l'équilibre et de la marche. L'objectif initial était de suivre l'évolution des patients avec un instrument sensible, ne nécessitant pas d'équipement et étant utilisable avec un minimum d'expérience et dont les tests reflètent les activités quotidiennes des patients [Tinetti, 1986]. Pour Favier [1999], le POMA permet également d'orienter le clinicien vers une pathologie expliquant les limitations fonctionnelles et de faciliter le choix des mesures thérapeutiques les plus appropriées. Le POMA comprend 13 items d'évaluation de l'équilibre et 9 items d'évaluation de la marche (tableau II). Il est plus long et plus complet que le « *Get up and Go test* ». Une version modifiée et simplifiée a été proposée par Tinetti *et al.* [1995], elle-même visant à se focaliser sur les items les mieux corrélés au risque de chute. Le POMA bénéficie d'une très bonne reproductibilité notamment chez les sujets chuteurs.

La première version du test notait chaque item « normal », « adapté » ou « anormal » pour l'évaluation de l'équilibre et « normal » ou « anormal » pour l'évaluation de la marche [Tinetti, 1986]. Il existe aujourd'hui différentes versions modifiées du test de Tinetti adoptant un score numérique de type 0-2 ou 0-1 [Vanswearingen et Brach, 2001]. Ce dernier type d'appréciation binaire « normale » (un point) ou « anormale » (zéro point) est préconisé par Tinetti dans la version simplifiée du test [Favier, 1999 ; Pfitzenmeyer *et al.*, 2000].

Le POMA est un des scores de référence, très souvent utilisé pour évaluer la mobilité ou la peur de tomber. Si sa précision sémiologique à détecter des anomalies de l'équilibre et de la marche chez les sujets âgés est reconnue, la corrélation entre le score au test et le risque de chute est soumise à caution [Pfitzenmeyer *et al.*, 2000]

Tableau II : Les items du test du « *Performance-oriented mobility assessment* » (POMA) [Tinetti, 1986], traduction et modification de l'ordre par Favier [1999]

Évaluation de l'équilibre : 13 items	Évaluation de la marche : 9 items
- équilibre assis droit sur une chaise	- début, initiation de la marche
- lever d'une chaise, si possible sans l'aide des bras	- évaluation de la hauteur du pas (à droite et à gauche)
- équilibre debout juste après s'être levé	- évaluation de la longueur du pas (à droite et à gauche)
- équilibre debout, pieds joints, yeux ouverts	- évaluation de la symétrie du pas (entre droite et gauche)
- équilibre debout, pieds joints, yeux fermés	- évaluation de la régularité de la marche
- le patient effectue un tour complet sur lui-même (360°)	- capacité à marcher en ligne droite
- capacité à résister à trois poussées successives vers l'arrière exercées sur le sternum	- exécution d'un virage tout en marchant
- équilibre après avoir tourné la tête à droite et à gauche	- évaluation de la stabilité du tronc
- debout en équilibre sur une seule jambe pendant plus de cinq secondes	- évaluation de l'espacement des pieds lors de la marche
- équilibre en hyperextension vers l'arrière	
- le patient essaie d'attraper un objet qui serait au plafond	
- le patient se baisse pour ramasser un objet posé à terre devant lui	
- évaluation de l'équilibre lorsque le patient se rassied	

IV.3.2 - Le « Postural Stress Test »

Le « *Postural Stress Test* » de Wolfson *et al.* [1986] est destiné à apprécier les réactions posturales à une traction postérieure dont l'intensité correspond successivement à 1,5 %, 3 % et 4,5 % du poids du sujet. Il est basé sur le postulat que les sujets âgés chuteurs ont une difficulté à réaligner leur corps perpendiculairement à leur polygone de sustentation lors d'une poussée déséquilibrante [Pfitzenmeyer *et al.*, 2000]. Le poids est appliqué par l'intermédiaire d'une ceinture au niveau du bassin. La force de traction est obtenue par la chute d'un poids d'une hauteur de 60 cm. Après un enregistrement vidéo, les réactions posturales sont interprétées par quatre observateurs selon une échelle de performances motrices en 10 types de réponses. Elles permettent d'apprécier la qualité des synergies musculaires (Figure 3) et la résistance au déséquilibre [Strubel, 1999 ; Pfitzenmeyer *et al.*, 2000].

FIGURE 1. Ratings of the adaptiveness of balance strategies used by the subjects. Balance responses used by subjects after a backwards postural perturbation. The responses are ranked in qualitatively decreasing order of adaptiveness. The arrows in frames 8 through 3 indicate segmental and/or total body movements, leading to recovery of balance. (+) and (+ +) symbols indicate, respectively, very frequently visible and invariably visible synergistic responses; (±) refers to less frequently seen components. Frames 2 to 0 show essentially absent coordinated activity followed by a fall (see Results for explanation).

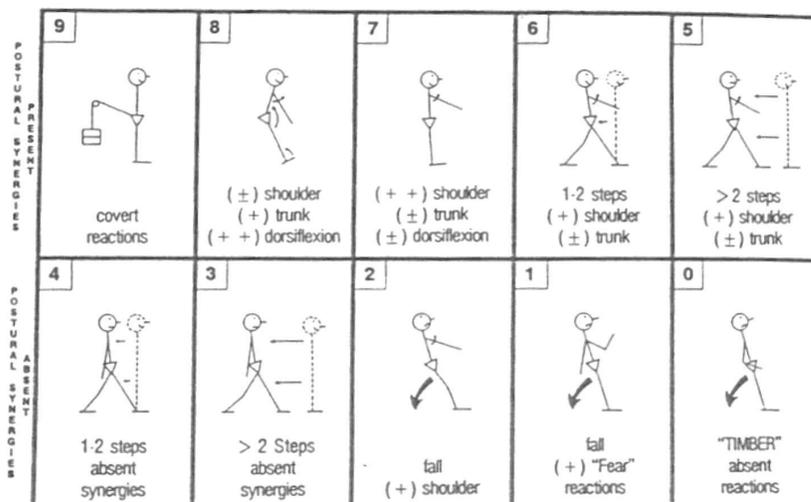


Figure 3 : « Postural Stress Test » (extrait de Wolfson *et al.* [1986])

Il a été démontré que les sujets chuteurs avaient des performances inférieures aux sujets non chuteurs [Pfitzenmeyer *et al.*, 1990]. Cependant, il n'a pas été mis en évidence de seuil permettant de détecter des populations à risque. Le test permet également d'étudier et de définir les réactions posturales. Il autorise à évaluer l'efficacité d'un programme de réhabilitation. Il est malgré tout important de noter que ce test reste, du fait de sa complexité de mise en œuvre et des trois opérateurs nécessaires, très peu employé, à la fois en pratique quotidienne comme en recherche clinique.

IV.3.3 - La « Gait Abnormality Rating Scale »

L'échelle d'évaluation des modifications de la marche (*Gait Abnormality Rating Scale* – GARS) mise au point par Wolfson *et al.* [1990], modifiée depuis, cherche à quantifier les modifications de la marche selon 16 items dans la version initiale, 7 items dans la version suivante (GARS-M) (tableau III). Chacun de ces items est coté de 0 à 3. L'étude des différents critères se fait à l'aide d'un enregistrement vidéo. L'échelle de cotation est de 4 niveaux : de 0 (normal) à 3 (franchement anormal). La validité du test a été étudiée par Vanswearingen *et al.* [1996]. Ces auteurs ont constaté une bonne corrélation entre les résultats au GARS-M et la longueur des pas et la vitesse de marche. De plus, le GARS-M distingue les

sujets sains et les sujets ayant un passé de chuteur. Elle bénéficie d'une bonne corrélation avec la vitesse de marche et la longueur des enjambées. Elle est également sensible à la modification de facteurs associés au risque de chute [Vanswearingen et Brach, 2001].

Tableau III: La « *Gait abnormality rating scale* » modifiée (GARS-M), chaque item est affecté d'un score allant de 0 (normal) à 3 (anormal). Traduction de Favier [1999].

GARS-M
Irrégularité de la marche (pas, mouvement des membres supérieurs)
Démarche précautionneuse
Embardées soudaines
Déroulement du pied au sol
Amplitude des mouvements de hanche
Amplitude des mouvements des membres supérieurs
Coordination des membres supérieurs et inférieurs

IV.3.4 - L'échelle d'équilibre de Berg ou « *Berg Balance Scale* »

Partant du constat que les méthodes de laboratoire et les méthodes cliniques de l'évaluation de l'équilibre n'étaient pas universellement acceptées [Berg, 1989a], une équipe montréalaise a cherché à définir une échelle à critères multiples de l'équilibre. Cette échelle étudie 14 mouvements courants de la vie quotidienne (tableau IV). Il s'agit de différentes tâches de station assise, de station debout sur sol dur ou sur un carré de mousse et de transferts de positions [Berg *et al.*, 1989b]. L'évaluation de la marche n'est pas réalisée. La cotation est effectuée sur une échelle ordinaire en 5 points (0 = incapable de réaliser, 4 = indépendant) basée sur la capacité à effectuer une tâche et sur le temps pour la réaliser. La passation nécessite 15 à 20 minutes [Vanswearingen et Brach, 2001].

La reproductibilité globale est excellente et la reproductibilité de l'évaluation des 14 items est bonne à excellente [Berg *et al.*, 1989b]. De plus, le test présente une très bonne cohérence interne (alpha de Cronbach = 0,96). Avec un score seuil à « 45 », le test d'équilibre de Berg a selon ses auteurs une très bonne spécificité (96 %), mais une faible sensibilité (53 %) à détecter les sujets chuteurs. Toutefois, d'autres chercheurs ont trouvé des résultats moins probants [cités par Boulgarides *et al.*, 2003]. Néanmoins, la plupart s'accordent pour

reconnaître une sensibilité et une spécificité suffisantes pour permettre une très forte valeur prédictive du risque de chute chez la personne âgée [Bogle Thornbahn et Newton, 1996].

Tableau IV : Items explorés dans l'échelle de Berg [1989a, 1989b]

La cotation est effectuée sur une échelle ordinaire en 5 points (0 = incapable de réaliser, 4 = indépendant) basé sur la capacité à effectuer une tâche et le temps pour le faire.

Station assise sans soutien dorsal ni accoudeur
 Passage assis-debout
 Passage debout-assis
 Transfert d'un siège à un autre
 Station debout sans soutien
 Station debout yeux fermés
 Station debout pieds joints
 Station debout en « tandem »
 Station unipodale
 Rotations du tronc
 Ramassage d'un objet au sol
 Tour complet 360°
 Monter sur un tabouret
 Se pencher en avant

Le test de Berg est modérément corrélé avec les oscillations posturales, mais en revanche respectivement bien et très bien corrélé avec le TUG, et le POMA et le POMA simplifié [Berg *et al.*, 1992]. Le test de Berg permet également de distinguer les sujets qui peuvent bénéficier au mieux d'un traitement kinésithérapique [Riddle et Stratford, 1999]. Avec un score seuil à « 48 », sa sensibilité est de 84 % et sa spécificité de 78 % [Vanswearingen et Brach, 2001]. Il est à souligner que cette échelle ne nécessite à l'emploi aucun matériel spécifique, ce qui en facilite singulièrement l'usage.

IV.3.5 - Épreuve multitâche de Topp

Topp *et al.* [1998] ont étudié le comportement de patients dans quatre situations fonctionnelles. Chacune des quatre tâches est communément réalisée dans la vie quotidienne. Il s'agit : de traverser la rue et de monter dans un bus, de se lever d'un lit, d'aller à une chaise et de revenir au lit, de sortir d'une voiture côté passager, de monter un escalier de 27 marches.

Ils ont cherché à savoir si les performances obtenues étaient déterminées par la force musculaire, le contrôle postural et les douleurs articulaires. Chacune de ces tâches a été réalisée selon des protocoles standardisés en situation artificiellement reconstituée et chronométrée dans sa réalisation. Les performances sont reproductibles et stables. La force des membres inférieurs, le contrôle postural sont les déterminants les plus importants des performances fonctionnelles.

D'autres instruments sont également cités dans la littérature, mais avec une occurrence moins grande.

IV.4 - Autres instruments d'évaluation fonctionnelle ou de l'équilibre

IV.4.1 - « Clinical Test of Sensory Interaction and Balance »

Le « *Clinical Test of Sensory Interaction and Balance* » cherche à évaluer la dépendance posturale vis-à-vis des informations sensorielles. L'équilibre statique est mesuré dans six conditions d'entrées sensorielles associant trois conditions visuelles (vision normale, vision occultée, conflit visuel généré par un dôme de confection artisanale) et deux conditions proprioceptives (support ferme et support en mousse). Le score est établi à partir de la durée de maintien de l'appui bipodal dans ces différentes conditions [Shumway-Cook et Horak, 1986].

Une version modifiée du test ne conservant que deux conditions visuelles (les yeux ouverts ou les yeux fermés) a été proposée. Elle peut être utilisée sur plate-forme de force. Chaque condition est testée trois fois [Boulgarides *et al.*, 2003].

IV.4.2 - « *Fast Evaluation of Mobility, Balance, and Fear* »

La « *Fast Evaluation of Mobility, Balance, and Fear* » (FEMBAF) d'Arroyo *et al.* [1994, cité par Di Fabio et Say, 1997] est une échelle d'appréciation de la mobilité, de l'équilibre, et des craintes (Tableau V). La FEMBAF se compose de trois parties. La première est centrée sur l'évaluation de 22 facteurs pouvant classer le sujet comme « à risque » de chute. La seconde comprend 18 tests fonctionnels. La troisième recueille par questionnaire, les craintes, la douleur, les difficultés de mobilité et la perception du déficit de force lors de chacune de ces 18 activités. Le score maximal de 54 correspond à la meilleure performance réalisable. Un score de 35 à 45 représente un risque modéré de chute et un score inférieur à 35 stigmatise un risque majeur.

Les résultats à la FEMBAF sont faiblement corrélés avec les tests fonctionnels, tels les tests de Tinetti modifié (POMA-M) ou le *Timed Up and Go Test*. La reproductibilité de la FEMBAF est très bonne [Di Fabio et Say, 1997].

Tableau V: Le “*Modified Fast Evaluation of Mobility, Balance, and Fear*” (FEMBAF-M) [Di Fabio et Seay, 1997]

RISK FACTORS			
1.	Needs aid for two (or more) basic activities of daily living (washing, cooking, dressing, walking, continence, feeding)	yes	no
2.	Needs aid for two (or more) instrumental activities of daily living (money management, shopping telephone, medications)	yes	no
3.	Has had a fracture or articular problems at hips, knees, ankles, feet	yes	no
4.	Has visible articular sequela in the mentioned joints	yes	no
5.	Uses a walking device (eg, cane, walker)	yes	no
6.	Limits physical activity to basic activities of daily living at home	yes	no
7.	Self-defines of anxious	yes	no
8.	Complains of vertigo	yes	no
9.	Complains of imbalance	yes	no
10.	Makes complaints suggesting an existing postural hypotension	yes	no
11.	Fell one or two times in the current year	yes	no
12.	Fell more than twice in the current year	yes	no
13.	Require nursing after the fall	yes	no
14.	Had a fracture after the fall	yes	no
15.	Is afraid of falling in general	yes	no
16.	Is afraid of falling indoors (eg, bathtub, kitchen)	yes	no
17.	Is afraid of falling outdoors (eg, bus, stairs, street)	yes	no
18.	Avoids going outside for fear of falling	yes	no
19.	Presents three or more somatic pathologies that require regular medical supervision	yes	no
20.	The pathologies require home-based medical-social supervision	yes	no
21.	Shows a specific pathology likely to reduce falls:	yes	no
	- neurological (eg, cancer, peripheral neuropathy, multiple sclerosis, lupus)		
	- cardiovascular(eg, postural hypotension)		
	- musculoskeletal (eg, total joint replacements, arthritis)		
	- sensory (eg, visual impairment)		
	- other (amputation, Parkinson's disease, Alzheimer's disease)		
22.	Takes medications that are potentially dangerous in regard to falls:	yes	no
	- hypotensives		
	- neuroleptics		
	- hypnotics/anxiolytics		
	- antiarrhythmics		
	- antiparkinsonians		
	- analgesics/anti-inflammatory drugs		
	- various vasoregulators		
Risk Factors (= total of “yes” answers):			

IV.4.3 - « *Multidimensional Functional Assessment of the Older Adult Questionnaire* »

Le « *Multidimensional Functional Assessment of the Older Adult Questionnaire* » (MFAQ) est une échelle validée appréciant de manière très large les incapacités et les désavantages des sujets âgés. Sa reproductibilité est bonne [Bergland *et al.*, 2000].

Elle évalue, de manière la plus souvent binaire (réalisable sans aide – nécessite une aide, présent – absent...), des indicateurs variés issus de domaines très divers (activités de la vie quotidienne, énergie – léthargie, santé mentale, ressources sociales, etc.).

IV.4.4 - « *Short physical performance battery for lower extremity function* »

Le « *Short physical performance battery for lower extremity function* » [Guralnik *et al.*, 1994, 1995] combine les mesures de la vitesse de marche, de l'équilibre et du relevé de chaise pour créer une batterie courte de tests évaluant la fonction des membres inférieurs. La batterie a été utilisée chez des sujets de plus de 65 ans. La passation dure 10 à 15 minutes et chaque test est coté de 1 à 4 à partir du temps nécessaire pour réaliser totalement la tâche. Les scores ont été établis à partir des résultats du groupe initialement étudié par Guralnik *et al.* [1994]. Le score 1 correspond aux sujets se situant en deçà du 25^e percentile, 2 du 25^e au 50^e percentile, 3 du 50^e au 75^e percentile et 4 au-delà du 75^e percentile. Les individus incapables de réaliser une tâche ont un score de zéro. La reproductibilité de cette batterie de test est inconnue.

IV.4.5 - « *Physical Performance Test* »

Le test comporte 9 items recouvrant des actes de la vie quotidienne (Tableau VI).

Tableau VI: « *Physical performance test* »

« *Physical Performance Test* » : Calcul du score total par addition des 9 items

1 : Ecrire une phrase (« les baleines vivent dans l'océan bleu »)	< 10 sec = 4 10,5-15 sec = 3 15,5-20 sec = 2 > 20 sec = 1 Incapable = 0
2 : Simuler une prise alimentaire	< 10 sec = 4 10,5-15 sec = 3 15,5-20 sec = 2 > 20 sec = 1 Incapable = 0
3 : Soulever un livre et le poser sur une étagère	< 2 sec = 4 2,5-4 sec = 3 4,5-6 sec = 2 > 6 sec = 1 Incapable = 0
4 : Mettre et enlever une veste	< 10 sec = 4 10,5-15 sec = 3 15,5-20 sec = 2 > 20 sec = 1 Incapable = 0
5 : Ramasser sur le sol une pièce de monnaie	< 2 sec = 4 2,5-4 sec = 3 4,5-6 sec = 2 > 6 sec = 1 Incapable = 0
6 : En position debout, faire un tour complet	Pas discontinus = 0 Pas continus = 2 Instable 0 Stable 2
7 : Faire 50 pas	< 15 sec = 4 15,5-20 sec = 3 20,5-25 sec = 2 > 25 sec = 1 Incapable = 0
8 : Temps nécessaire pour monter une volée d'escaliers	< 5 sec = 4 5,5-10 sec = 3 10,5-15 sec = 2 > 15 sec = 1 Incapable = 0
9 : Nombre de marche d'escalier montées et descendues	(maximum 4)

Mais certains auteurs utilisent une version simplifiée à 7 items, validée et utilisable chez les personnes âgées les plus fragiles, notamment vivant en institution [Pfitzmeyer, 2002]. Dans ce cas, les items 8 et 9 sont supprimés

IV.4.6 - « *Falls Efficacy Scale* »

La « *Falls Efficacy Scale* » (FES) vise à mesurer le niveau d'appréhension d'une personne vis-à-vis du risque de chute [Favier, 1999]. L'échelle apprécie à l'aide d'un questionnaire le degré de confiance en soi au cours de dix activités de la vie quotidienne (Tableau VII). Pour chacune de ces activités, une note de 0 (confiance maximale) à 10 (confiance nulle ou activité impossible) est attribuée. Une version modifiée dans laquelle quatre items relatifs à des activités extérieures (utilisation de transports en commun, traversée des rues, petit jardinage ou étendage du linge, utilisation des escaliers) a été proposée.

Tableau VII: La « *Falls Efficacy Scale* » (FES) [Favier, 1999]

Quel degré de confiance en vous éprouvez-vous lors de la réalisation des tâches suivantes ?

Prendre un bain
Accéder aux meubles de rangement
Préparer un repas courant
Se mettre au lit, sortir du lit
Ouvrir la porte, répondre au téléphone
Se lever d'une chaise, s'asseoir
S'habiller, se déshabiller
Réaliser le petit entretien de la maison
Faire des courses simples

IV.4.7 - « *Extra-laboratory Gait Assessment Method* »

L'« *Extra-laboratory Gait Assessment Method* » (ELGAM) est littéralement la méthode pour l'évaluation de l'équilibre, hors du laboratoire. L'ELGAM inclut l'appréciation de plusieurs paramètres de la marche (longueur du pas, vitesse de marche, initiation de la marche, capacité à tourner la tête lors des déplacements et l'équilibre monopodal). La valeur prédictive de ce test n'est pas à ce jour établie [Favier, 1999].

IV.4.8 - « *Elderly Fall Screening Test* »

L'« *Elderly Fall Screening Test* » (EFST) se propose d'identifier les sujets à haut risque de chute à l'aide cinq items : (1) survenue de plus d'une chute, (2) antécédent de chute avec blessure au cours de l'année passée, (3) épisodes occasionnels ou fréquents de « presque chute », (4) vitesse lente de marche (plus de 10 secondes pour parcourir 5 mètres) et (5) marche instable ou irrégulière. Un point est attribué pour chaque item présent. Si le score obtenu est supérieur ou égal à 2, le sujet est considéré comme à haut risque. Le score a une bonne corrélation avec le risque de chute et a une bonne valeur prédictive de la chute ou de la « presque chute » [Favier, 1999].

IV.4.9 - Score « *STATIFY* »

Le score « *STATIFY* » a été établi dans le but de détecter les sujets à fort risque de chute dans les établissements hospitaliers. Dans une étude de cohorte [Oliver *et al.*, 1997], cinq facteurs indépendants et intervenant dans le risque de chute ont été identifiés (tableau VIII). L'évaluation est faite par le personnel soignant. Avec le choix d'une valeur seuil du score à 2 (sur 5), la capacité du test à prédire une chute dans la semaine suivante est forte. La sensibilité et la spécificité sont respectivement de 92-93 % et 68-88 %.

Tableau VIII: Score « *STATIFY* » [Oliver *et al.*, 1997]

1 Did the patient present to the hospital with a fall or has he or she fallen on the ward since the admission?	Yes = 1 point, No = 0
Do you think the patient is (questions 2-5)	Yes = 1 point, No = 0
2 Agitated?	
3 Visually impaired to the extent that everyday function is affected?	
4 In need of especially frequent toileting?	
5 Transfer and mobility score of 3 or 4?	
Mobility score : 0=Immobile, 1= independent with aid of wheelchair, 2=walks with help of one person, 3= Independent	

IV.4.10 - « *Timed Movement Battery* »

Le « *Timed Movement Battery* » (TMB) mis au point par Creel *et al.* [2001] cherche à mesurer la mobilité à partir de la réalisation de 11 tâches effectuées à deux vitesses. Les tâches sont les transferts allongé-assis, assis-allongé et assis-debout, la marche avant sur 6 mètres, la marche arrière sur 3 mètres, marcher et franchir un obstacle de plus de 5,1 cm, la même tâche avec un obstacle de 15,2 cm, une marche en « 8 », la montée et la descente de quatre marches et se relever d'une position allongée au sol. Le sujet est sollicité une première fois pour réaliser ces tâches à vitesse normale (c'est-à-dire sa vitesse usuelle librement choisie) puis une seconde fois pour effectuer ces tâches le plus rapidement possible (départ à l'instruction verbale et chronométrage).

Les résultats au TMB sont bien à très bien corrélés avec les performances au test de Berg, le *Timed Up & Go test*, l'indice de Barthel (indice fonctionnel) et les activités de la vie quotidienne.

IV.5 - Les tests sur plate-forme de force

Ils peuvent compléter les tests cliniques en produisant une évaluation chiffrée et en autorisant l'exploration de paramètres spécifiques. La conception des plates-formes a évolué avec le temps. Les premières plate-formes développées étaient statiques, ces matériels ont

bénéficié d'évolutions et sont aujourd'hui encore utilisés. D'autre part, quelques temps après les plateformes statiques, des plates-formes dynamiques ont été conçues. Enfin, aux mesures posturales effectuées sur les différents types de plate-forme peuvent être couplés des enregistrements électromyographiques et cinématiques [Thoumie *et al.*, 1999a]. Cette dernière approche place l'évaluation dans la sphère de la recherche.

IV.5.1 - Les paramètres étudiés

Systemes sensoriels évalués

Les tests sur plate-forme, stable principalement, n'évaluent essentiellement qu'une partie des performances du système postural du fait de la position quasi-statique [Gagey *et al.* 1992]. Les afférences utilisées pour assurer l'équilibre sont essentiellement proprioceptives, extéroceptives (barorécepteurs plantaires) et visuelles. Selon Pyykko [1993], le système vestibulaire aurait un rôle insignifiant dans le contrôle de la posture sur plate-forme stable. Le seuil de sensibilité des récepteurs vestibulaires (canaux semi-circulaires) n'étant obtenu qu'au-delà d'un mouvement de 4 deg. d'angle [Pyykko, 1993]. Cette hypothèse est confirmée par Di Fabio [1995] et Danis *et al.* [1998] qui constatent une impossibilité de différencier des sujets avec et sans troubles vestibulaires à partir des mesures obtenues sur des plates-formes stables comme sur des plates-formes dynamiques. Ce constat confirme également la différence entre tenir une posture debout stable et les performances d'équilibre. Deux éléments mesurés sont sujets à variation selon les études et les auteurs. Il s'agit de la fréquence d'échantillonnage et des variables mesurés.

Fréquence d'échantillonnage

La cadence d'échantillonnage des plates-formes de stabilométrie destinées à un usage clinique de routine a initialement été fixée à 5 Hz. Elle a, depuis ces dernières années, évolué

à 40 Hz [Gagey *et al.*, 2001]. Certains auteurs comme, par exemple, Haas et Burden [2000] utilisent des fréquences d'échantillonnage bien plus élevées (300 Hz). La supériorité de cette méthode n'a pas pu être démontrée. La longueur de déplacement du centre de pression augmente avec la fréquence. À l'inverse, des données parasites ou bruits de fond risquent d'être recueillis [Gagey *et al.*, 1999]. Pour notre part, selon le matériel utilisé, la fréquence d'échantillonnage était de 200 Hz (plate-forme AMTI) ou de 64 Hz (plate-forme PF-01) (*Cf. infra*).

Paramètres étudiés

On note selon les publications, l'étude de différents paramètres du centre de pression (CP) ou du centre de gravité (CG). Le CP se définit comme le point d'application de la résultante des forces de réaction du sol, barycentre des forces de réaction verticales réparties sur l'ensemble de la surface de contact pied-sol [Farenc *et al.*, 2001]. Le CP et le CG peuvent, dans la plupart des cas, être décomposés selon les deux plans directionnels : antéropostérieur (AP ou frontal) et médiolatéral (ML ou sagittal). Il est aujourd'hui reconnu que les déplacements du CP ne sont là que pour contrôler ceux, horizontaux du CG [Rougier et Toschi, 2001].

Pour les paramètres de déplacement du centre de pression, les indicateurs les plus fréquemment étudiés sont les coordonnées moyennes du CP, la surface de l'ellipse contenant 85 ou 95 % des points représentant le déplacement du CP ou la distance totale parcourue par ce dernier [Thoumie, 1999a]. Il s'agit principalement de :

- La longueur de déplacement du CP (en mm) ;
- La variabilité de déplacement du CP (en mm) est l'écart type du paramètre précédent ;
- L'amplitude maximale de déplacement du CP (en mm) ;

- L'amplitude moyenne des oscillations du CP (en mm) ;
- La vitesse moyenne de déplacement du CP (en mm.s⁻¹);
- La vitesse maximale de déplacement du CP (en mm.s⁻¹).

Les mêmes indicateurs sont repris pour définir la mobilité du CG avec, en plus, une possibilité de décomposition des mouvements verticaux du CG. Les résultats des différentes études montrent une tendance à l'augmentation des mesures avec l'âge.

Il existe tout un panel de méthodes mathématiques de traitement des données brutes : distribution statistique, analyse spectrale, analyse chaotique, analyse en mouvement brownien fractionnaire. Ce dernier modèle permet de déterminer la part d'aléas et de déterminisme présents dans les mécanismes de contrôle impliqués dans le maintien de la position debout [Farenc *et al.*, 2001 ; Rougier, 2001 ; Rougier et Toschi, 2001]. Les données du signal peuvent bénéficier d'une analyse de Fourier. Celle-ci est basée sur le fait que tout signal analogique peut être représenté comme une somme infinie de sinusoïdes, chacune avec son amplitude et sa phase propre [Amblard, 1998].

Les déplacements du CP ont longtemps été considérés comme représentatifs de ceux horizontaux du CG (CGh). Mais en fait la relation entre ces deux variables est plus complexe et traduit les phénomènes de régulation de la posture. Théoriquement, la détermination de la position du CG nécessite la connaissance de l'emplacement dans l'espace tridimensionnel des centres de rotation des diverses articulations [Rougier, 2001]. Si des systèmes sont capables d'enregistrer automatiquement les déplacements de marqueurs verticaux (actifs ou passifs) positionnés sur la peau, l'investissement matériel et la lourdeur méthodologique limitent son utilisation en pratique courante. En position statique, les mouvements du centre de gravité peuvent également être calculés à partir d'un traitement mathématique des variations du centre de pression. Le principe utilisé repose sur une relation fréquentielle entre les

amplitudes respectives de chacun des mouvements de CG et de CP [Rougier *et al.*, 2001]. Les résultats obtenus permettent d'extrapoler les mouvements du CG dans le sens vertical (CGv) et horizontal (CGh). La différence entre les mouvements du CP et du CGv est particulièrement intéressante puisqu'elle traduit la « raideur » musculaire [Rougier, 2001 ; Rougier *et al.*, 2001]. Cette donnée est à intégrer dans les évaluations de réhabilitation musculaire. Nous l'avons fait lors de l'expérience cherchant à évaluer les effets des étirements musculaires (*Cf. Infra*).

IV.5.2 Les différents types de plates-formes

On distingue trois types de plates-formes informatisées : les plates-formes stables ou statiques, les plates-formes dynamiques et les plates-formes servocommandées.

Les plates-formes stables ou statiques

Conception

Les plates-formes de force sont composées d'un plateau rigide de forme et de taille variables reposant sur des transducteurs à quartz ou sur des jauges de contrainte. Les formes les plus courantes sont carrées ou triangulaires.

Les plates-formes de force fournissent des mesures des forces verticales et parfois des forces de cisaillement horizontales. La mesure des forces et des moments exercés au niveau de la plate-forme permet de calculer les coordonnées du centre de pression (CP) et de suivre ses variations dans le temps. Le CP représente le point d'application de la résultante des forces de réaction exercées par le sujet pour maintenir son équilibre [Rougier et Toschi, 2001]. Les mouvements du CP ne traduisent que le contrôle des mouvements du centre de gravité (CG).

Dans les conditions d'équilibre quasi-statique, les variations du CP sont corrélées à celles du centre de gravité. Le point d'application des forces résultantes au sol se confond avec la projection au sol du centre de gravité du sujet en condition statique uniquement [Amblard, 1998]. Dans les conditions d'instabilité, la stabilométrie n'analyse que les variations du CP qui ne sont plus représentatives des variations du CG [Amblard, 1998 ; Thoumie, 1999a]. Les mouvements du CP traduisent instantanément les variations incessantes du niveau de force musculaire [Rougier et Toschi, 2001].

À partir de ces mesures élémentaires, d'autres mesures peuvent être réalisées à partir de méthodes plus sophistiquées d'analyse du mouvement et de modélisation mathématiques.

Les plates-formes instables non servocommandées

Elles enregistrent la capacité à tenir sur une plate-forme passive mobile dans une position prédéfinie. Le sujet provoque lui-même des déséquilibres dans des situations variées (appui uni ou bipodal, yeux ouverts ou fermés, avec ou sans feed-back, etc.).

Les plates-formes instables servocommandées

Elles sont animées de mouvements aléatoires produits par un moteur. Certaines d'entre-elles peuvent ainsi produire des translations et des inclinaisons selon deux axes. Des mouvements de l'environnement visuel peuvent également être produits par ce type d'appareil, induisant ainsi des situations de conflit entre les différentes afférences, plus ou moins faciles à gérer.

Les autres modèles existants

D'autres modèles de plate-forme peuvent produire une vibration à des fréquences variables de 20 à 100 Hz [Lindmark *et al.*, 1999] visant à stimuler les systèmes sensoriels. Il est également possible d'associer à l'étude posturographique, l'analyse cinématique ou l'électromyographie. Ceci permet d'étudier la chronologie et l'amplitude des mouvements, les latences de réponse musculaire et les séquences de recrutement [Lafont, 1999]. Ainsi, l'étude couplée de la stabilité monopodale et de l'activité musculaire permet de mettre à jour des stratégies d'équilibre différentes selon les déficiences. Par exemple, les patients présentant une instabilité fonctionnelle de la cheville utilisent des stratégies d'équilibre centrées sur la hanche [Tropp *et al.*, 1995].

IV.5.3 - Méthodologie d'utilisation

L'utilisation des plates-formes de force nécessite, pour l'étude de l'équilibre, une normalisation des paramètres afin d'assurer la reproductibilité de l'examen et la comparaison de populations différentes.

Modification du référentiel du sujet

Les plates-formes peuvent étudier les modifications induites par des changements du référentiel visuel ou de posture (mono ou bipodale). La situation « yeux ouverts » nécessite une stabilisation du regard sur une cible placée à environ un mètre. La durée des acquisitions est de l'ordre de 20 à 50 secondes en bipodal et plus réduite en monopodal. La position des pieds est variable selon les auteurs. La position peut être libre ou imposée [Thoumie, 1999a]. Dans ce dernier cas, l'angulation et l'écartement entre les pieds sont le plus souvent contraints. Le nombre de répétitions est également variable. En station debout immobile en appui bipodal, chez les sujets jeunes et sains, la surface balayée par le CP est réduite de

l'ordre de 1 cm^2 . La fermeture des yeux augmente la surface d'oscillations. Le rapport entre les valeurs mesurées les yeux ouverts et les yeux fermés constitue le coefficient de Romberg. Chez les enfants, il est égal à 1, contre 1,5 chez les adultes jeunes (de 20 à 60 ans) et 2 chez les sujets âgés de plus de 60 ans. Autrement dit, l'effet du contrôle visuel représente près de 50 % du contrôle postural chez ces derniers [Pykko, 1993]. Dès lors, chez les sujets âgés, la suppression de l'entrée visuelle les prive de 50 % de leurs afférences permettant de compenser les déficiences des autres sources d'afférences sensorielles. Cette méthode est donc fréquemment choisie chez les sujets âgés.

Modification de l'appui sur le support

À partir de la position initiale en appui bipodal, les pieds ouverts vers l'extérieur, plusieurs auteurs ont proposé de modifier les conditions d'appui au sol, de manière à être plus discriminant chez les sujets jeunes notamment. Le choix d'un appui pieds en tandem, d'un appui monopodal ou l'interposition d'un support de mousse de façon à réduire les afférences de la sole plantaire ont été utilisés. Cette entrée est très fortement utilisée chez les enfants et très accessoirement par les sujets âgés [Pykko, 1993]. L'appui monopodal peut être utilisé, soit pour réduire le polygone de sustentation et augmenter la difficulté de la tâche, soit pour permettre une comparaison des membres inférieurs entre eux, dans le cas d'atteinte unilatérale [e.g. Fridén *et al.*, 1989]. Il a également été proposé d'évaluer non plus la possibilité de maintenir un corps le plus immobile possible, mais au contraire de définir les limites du contrôle de l'équilibre.

Modification des consignes (test de limite de stabilité)

Afin de dépasser l'appréciation du contrôle de l'équilibre proposé dans des conditions quasi-statiques, certains auteurs ont défini une nouvelle modalité d'utilisation des plateformes de force. La consigne de se tenir le plus immobile possible est remplacée par une

consigne de recherche de mobilité. Il s'agit de demander au sujet de réaliser, sans risquer une chute, un mouvement volontaire de déplacement du corps, pieds fixes dans les quatre directions cardinales [Hamman *et al.*, 1992]. L'objectif est de définir les limites de stabilité des sujets (*limits of stability* – LOS) afin d'évaluer les capacités à mouvoir volontairement son centre de gravité. Le critère d'évaluation est l'amplitude maximale de déplacement du centre de pression ou du centre de gravité, lors de mouvements volontaires de déplacement du corps dans les plans antéropostérieur et en médiolatéral.

Utilisant la modélisation biomécanique assimilant les sujets à un pendule inversé oscillant à partir des chevilles, il a été défini des valeurs théoriques normales de déplacement du centre de gravité. Les limites théoriques de stabilité sont d'environ 12 deg. dans le plan antéropostérieur (8 deg. antérieurement et 4 deg. postérieurement) et 16 deg. dans le plan médiolatéral (8 deg. de chaque côté) [Hamman *et al.*, 1992]. Cette aire représente un cône dans lequel le centre de gravité peut se mouvoir sans imposer de changement d'appui des membres inférieurs ou de rattrapage avec les membres supérieurs. Lors de la réalisation de ce test, des données spatiales et temporelles sont enregistrées (vitesse du mouvement, excursion maximale, contrôle directionnel). Des valeurs théoriques calculées selon la taille du sujet sont aujourd'hui définies [Boulgarides *et al.*, 2003] et permettent de réaliser le 100 % LOS, où la tâche consiste à atteindre huit cibles visuelles disposées, dans les quatre directions cardinales et les quatre diagonales à 100 % de la limite théorique.

Le test LOS a été proposé sous une version modifiée, où la tâche consiste à atteindre huit cibles visuelles disposées, à 75 % de la limite théorique (75 % LOS). Cette version qui est réputée bien corrélée avec la précédente s'est montrée [Clark et Rose, 2001], chez des sujets vivant à domicile, reproductible à un jour d'intervalle. Les différences de valeur entre chaque jour n'étaient pas significatives et les corrélations étaient modérées à bonnes. Une version où les cibles sont disposées à 100 % des valeurs théoriques existe également.

Au cours de la réalisation d'exercices visant à déplacer volontairement le centre de pression [Blin et Weber 2001; Weber *et al.* 2002] ou également centre de gravité [Hamman *et al.* 1992], en direction de cibles visuelles placées en deçà des limites théoriques, il est possible d'enregistrer les oscillations posturales des sujets.

Blin et Weber [2001] ont mis en évidence, chez 65 sujets âgés, un lien entre les performances stabilométriques dans les plans antéropostérieur et médiolatéral et l'appréciation subjective de stabilité décrite par les patients (stabilité et / ou peur de tomber). Dans cette étude, le plan médiolatéral est apparu plus discriminatif. Weber *et al.* [2002] ont confirmé dans une seconde étude les différences de performances entre des sujets jeunes et sportifs et des sujets âgés.

IV.5.4 - Fiabilité, validité et sensibilité des mesures par plate-forme

Il existe une grande diversité de matériels, ce qui rend difficile la comparaison des études entre elles. La reproductibilité des évaluations avec les plates-formes n'est pas formellement démontrée [Harstall, 2000]. La reproductibilité varie, de manière très importante, selon les études, les conditions d'utilisation et les indicateurs choisis. On retrouve des variations du coefficient de corrélation intraclasse (CCI) allant de 0,26 à 0,88. Il conviendrait de l'établir avec une méthodologie rigoureuse sur des groupes de patients aux caractéristiques posturales ou pathologiques variées. Dans tous les cas, il convient tout au moins de réaliser plusieurs tests et d'en faire une moyenne pour réduire la variabilité.

La validité et la sensibilité des mesures effectuées avec une plate-forme sont également sujettes à questionnement. Dans sa revue de littérature recensant les études faites pour déterminer ces qualités, Harstall [2000] n'a pas pu mettre en lumière, la moindre étude bien menée sur ce thème.

Dans le même temps et pour répondre à ces interrogations, Corriveau *et al.* [2000] suggèrent de faire quatre répétitions pour obtenir une très bonne reproductibilité intra- dans le plan antéropostérieur (AP) et le plan médiolatéral (ML) du test en appui bipodal, les yeux ouverts. Dans ces conditions, les auteurs déterminent le changement millimétrique minimum détectable fixé à 10 mm (AP) et 16 mm (ML). Haas et Burden [2000], de leur côté, valident un protocole sur plate-forme statique, caractérisé par des enregistrements de 30 secondes reproduits trois fois.

Autre critique de cette méthode, les modifications posturales mesurées sur plate-forme de stabilométrie ne correspondent pas nécessairement à des modifications des capacités fonctionnelles [O'Neil *et al.*, 1998]. Balooch *et al.* [1998] mettent en évidence que les performances en posturographie statique ou dynamique ont une évolution peu corrélée avec l'évolution du test de Tinetti ou les épisodes de chutes constatés chez les sujets âgés. Ces auteurs posent l'hypothèse de l'importance primordiale des comportements individuels sur la détermination des chutes. Owings *et al.* [2000] ont montré que les performances en posturographie ne sont pas prédictives du risque de chute antérieur de la personne âgée.

Chez les sujets sains, Nichols *et al.* [1995] ont mis en évidence des modifications de déplacement du centre de gravité accompagnant la fermeture des yeux, le rétrécissement du polygone de sustentation ou les mouvements de la surface d'appui. Les conditions les plus simples (appui bipodal sur une surface stable ou même l'appui unipodal statique) ne seraient pas démonstratives d'éventuelles déficiences modérées. Il est donc indiqué, chez des sujets jeunes, d'utiliser des conditions susceptibles de mettre en évidence des différences (privation de la vision, position des pieds, mouvements de la plate-forme).

Pour Di Fabio [1995], les tests posturographiques sur plate-forme statique seraient légèrement meilleurs que ceux effectués sur plate-forme dynamique. D'autres auteurs [Chang et Krebs, 1999] prônent l'étude de situations dynamiques comme d'initiation de la marche.

Ces situations permettent, par l'étude simultanée du centre de pression et du centre de gravité, de mieux discriminer la performance à la marche de sujets âgés.

IV.5.5 - Comparaison des performances aux tests sur plate-forme et aux tests cliniques

Les performances aux tests posturographiques sont faiblement corrélées avec les performances aux tests fonctionnels. Ekdahl *et al.* [1989] comparant les performances posturographiques et chronométriques en appui monopodal ont retrouvé des corrélations faibles. Boulgarides *et al.* [2003] confirment ces résultats avec le 100 % LOS et le « *Clinical test of sensory interaction for balance* » modifié (qui consiste à réaliser des tâches d'équilibre postural dans quatre conditions : yeux ouverts ou fermés, sur une surface ferme ou de la mousse). Les corrélations de ces deux tests sont nulles à faibles avec le *Berg Balance test*, avec le *Functional Reach test* et le *Timed « Up & Go test »*.

Il ne s'agit pas ici de résumer cette vaste problématique en un débat entre les tenants de la mesure clinique, réputée plus fonctionnelle, et les tenants de la mesure instrumentale, réputée plus scientifique. Ces résultats, confortés par notre expérience thérapeutique, laissent plutôt supposer que les tests cliniques et les tests instrumentaux évaluent deux composantes complémentaires de la fonction d'équilibration.

Pour ce faire, il apparaît indispensable de confirmer ou d'infirmer la corrélation entre les tests sur plate-forme de force et certains tests cliniques. Deux tests simples d'utilisation, ne nécessitant qu'une courte passation, nous ont paru particulièrement intéressants à explorer. Il s'agit du *Timed « Up & Go » test*, très fréquemment utilisé pour l'évaluation clinique, et du *One leg balance test* ou test de l'appui monopodal, ayant la réputation d'avoir un pouvoir discriminant entre les sujets à risque de chute grave et les autres. Les résultats à ces tests sont-

ils corrélés avec les performances sur plate-forme de force ? Nous tenterons de répondre à cette question dans la partie expérimentale A.

Conclusion

La multitude de tests utilisés pour explorer les capacités fonctionnelles de locomotion et d'équilibre des sujets illustre la difficulté à évaluer ces fonctions. La complexité de ces fonctions, la diversité des stratégies mises en œuvre expliquent, pour partie, cette difficulté et l'inconstance de la corrélation entre les différents tests.

Comme nous l'avons vu précédemment, chez les sujets âgés, il a été proposé de réaliser certains tests en condition de double tâche (tâche d'équilibre et tâche cognitive, le plus souvent). Nous allons, dans les pages suivantes, faire le point pour savoir si les performances posturales sont altérées par l'addition d'une seconde tâche.

Chapitre V. Équilibre des sujets âgés et charge cognitive

Traditionnellement, le contrôle postural est considéré comme un processus automatique, indépendant des processus cognitifs. Cependant, cette proposition est actuellement remise en question. Comme nous le verrons, l'hypothèse d'un mécanisme commun est aujourd'hui proposée. Cette notion suggère que des processus cognitifs pourraient influencer la capacité d'équilibre et expliquer, chez les sujets âgés, la survenue de chute intervenant fréquemment lors de la réalisation simultanée de plusieurs tâches. Il s'agit le plus souvent de l'association d'une tâche de locomotion avec, dans le même temps, une ou deux tâches cognitives (remémoration et verbalisation, par exemple). Pour cette raison, plusieurs études ont été réalisées pour apprécier les effets de l'addition d'une charge cognitive sur l'équilibre de sujets jeunes ou âgés.

V.1 - Demande d'attention et contrôle postural

Historiquement, le premier travail sur les effets de l'attention sur le contrôle postural date de 1925. Fearing (cité par Andersson) avait alors montré que les performances des sujets chutaient quand ils étaient distraits [Andersson, 1998]. Chez les sujets présentant une déficience structurelle ou fonctionnelle, liée à une pathologie ou au processus de vieillissement, les situations où le sujet doit réaliser une double tâche (tâche de contrôle postural et tâche cognitive c'est-à-dire calcul mental, récitation, réaction verbale à un stimulus auditif, réflexion, remémoration...), sont particulièrement critiques.

Parmi les premiers à s'être intéressés à ce phénomène, Stelmach *et al.* [1990] ont étudié comparativement, chez des sujets jeunes *vs* des sujets âgés, les variations de déplacement (vitesse, amplitude et variabilité) du centre de pression chez des sujets devant réaliser un équilibre debout stable ou modérément instable additionné, dans un second temps,

d'une tâche cognitive (tâche mathématique) ou d'une tâche motrice (prise manuelle). Chez les sujets âgés, il a été constaté un accroissement du temps nécessaire pour retrouver un équilibre normal quand une tâche de calcul mathématique était additionnée. De leur côté, Teasdale *et al.* [1993] ont mis en évidence que plus les informations sensorielles sont diminuées, plus la tâche est difficile à réaliser et demande de l'attention, pour les sujets âgés.

Plus généralement, ce constat a été confirmé dès 1991 par Geurts *et al.* [1991], chez des personnes amputées d'un membre inférieur. Il a été corroboré depuis, plus récemment chez des personnes atteintes de la maladie de Parkinson [Morris *et al.*, 2000 ; Bloem *et al.*, 2001 ; O'Shea, 2002], victimes d'un accident cérébral [Bowen *et al.*, 2001 ; Brown *et al.*, 2002], ou présentant une lésion incomplète de la moelle épinière [Lajoie, 1999].

Chez les sujets âgés sains, la perturbation liée à la situation de double tâche n'est pas constamment retrouvée si elle est mise en évidence, de façon modérée, dans des conditions sensorielles perturbées [Brauer *et al.*, 2001] ou lors de la réalisation de tâches d'équilibre difficiles et inhabituelles [Dault *et al.*, 2001], elle n'est pas mise en évidence par Shumway-Cook *et al.* [1997b], ni par Melzer *et al.* [2001] qui ont observé une diminution des oscillations posturales des sujets, en condition de double tâche, s'expliquant par une mise en place de stratégies motrices particulières (cocontraction des muscles de la cheville). Chez les sujets sains et sportifs, il a même été noté une amélioration des performances par l'addition d'une tâche secondaire [Canal et Pozzo, 1987 ; Vuillerme, 2002].

Shumway-Cook *et al.* [1997b] comparant les performances posturales sur une plateforme de force lors d'un exercice en position érigée stable sur une surface ferme ou souple, couplé ou non, à une ou deux tâches cognitives, ont trouvé, en situation de tâches simultanées, une diminution plus importante des performances posturales que des performances cognitives. L'introduction d'une seconde tâche cognitive faisait apparaître une différence entre les sujets âgés chuteurs par rapport aux sujets âgés sains et aux sujets jeunes. Si les sujets sains ne sont

pas affectés, quelles que soient les conditions sensorielles, à l'inverse, les sujets âgés ayant un déficit d'équilibre ont des performances posturales altérées, quelle que soit la condition sensorielle, lors de l'introduction de stimuli auditifs [Shumway-Cook et Woollacott, 2000]. Parallèlement, chez ces mêmes sujets, le taux de réponses exactes aux stimulations auditives diminuait dans les conditions sensorielles plus difficiles signant une réduction des disponibilités cognitives [Shumway-Cook et Woollacott, 2000].

Brown *et al.* [1999] ont étudié comparativement les réponses à des perturbations externes de l'équilibre en situation de simple ou double tâche. Si les auteurs n'ont pas mis en évidence que le type de stratégie de rééquilibration modifiait la demande attentionnelle chez les sujets jeunes, au contraire chez les sujets âgés la demande attentionnelle augmentait selon le type de stratégie utilisée (stratégie de cheville ou stratégie du pas ou du trébuchement - *stepping*). L'addition de l'exercice de comptage à rebours ne modifiait pas le type de stratégie utilisé, mais par contre modifiait la cinématique de la stratégie du pas.

Il apparaît également, qu'au-delà des performances posturales qui sont réduites lors de l'addition d'une tâche cognitive secondaire, les performances motrices sont aussi entravées. Hauer *et al.* [2002] ont démontré que les performances isométriques du quadriceps étaient altérées en situation de double tâche, plus particulièrement chez les sujets âgés fragiles.

L'effet des tâches motrices sur les performances mentales a également été étudié. Il apparaît que les performances mentales sont altérées quand on demande simultanément aux sujets de réaliser une tâche posturale ou une tâche motrice. Plus la tâche est complexe, plus l'effet est important. Ainsi, de manière réciproque, les situations associant tâche cognitive et tâche de contrôle postural perturbent les performances cognitives des sujets que ce soit la vitesse de réponse verbale à un stimulus auditif [Teasdale *et al.*, 1993 ; Marsh et Geel, 2000 ; Teasdale *et al.*, 2001] ou le nombre d'erreurs dans les réponses verbales (chez des sujets atteints de la maladie de Parkinson) [Bloem, 2001] ou dans des tests visiospatiaux

[Andersson,1998]. La difficulté chez les sujets âgés à passer rapidement d'une tâche à l'autre pourrait contribuer à exacerber le risque de chute [Maki *et al.*, Neurorep 2001]. Ce constat a été confirmé depuis par Hauer *et al.* [2002] chez des sujets âgés fragiles avec ou sans déficit intellectuel. Ils ont retrouvé une difficulté de la capacité à déplacer rapidement l'attention d'une tâche à l'autre, plus particulièrement chez les sujets âgés fragiles. Contrairement à Shumway-Cook *et al.* [1997b], Hauer *et al* [2002] n'ont pas, pour leur part, fait le constat d'une mise en priorité des tâches motrices au dépend des tâches cognitives.

Chez des sujets présentant une lésion incomplète de la moelle épinière, Lajoie *et al.* [1999] n'ont pas noté d'augmentation des temps de réaction à des stimuli auditifs en situation de tâche statique (maintien de la position assise ou de la position debout). Par contre, lors de la marche, le temps de réaction était augmenté, plus particulièrement quand le stimulus était présenté lors de la phase d'appui unipodal.

Ces résultats ont une implication pour les sujets âgés, induisant un risque accru de chute, dans les situations où ils ont à gérer simultanément deux tâches, même si ces tâches sont considérées comme automatiques ou de bas niveau de difficulté [Marsh et Geel, 2000]. Ces modifications de performances fonctionnelles ont été expliquées par des modifications des réponses neuromusculaires.

V.2 - Tâche cognitive et réponses neuromusculaires

Au niveau physiologique, l'effet de l'addition d'une charge cognitive sur les réponses neuromusculaires a été étudié par Rankin *et al.* [2000]. L'étude électromyographique de l'activité des muscles triceps, tibial antérieur, biceps fémoral du droit fémoral, érecteurs du rachis et droit de l'abdomen a été réalisée au décours d'une activité de contrôle postural, dans deux conditions : exercice d'équilibre simple et exercice d'équilibre associé à des exercices de décompte mental (équilibre + maths). Les résultats ont mis en évidence, chez les sujets jeunes

comme chez les sujets âgés, une diminution de l'amplitude de réponse du muscle antagoniste lors de la série « équilibre + maths ». Cette diminution de l'activité musculaire lors de la réalisation simultanée d'une seconde tâche suggère une moins bonne disponibilité des processus d'attention durant la réalisation d'une double tâche. Les résultats montrent également une perturbation plus importante en double tâche des sujets les plus âgés. Il est donc clairement établi que, pour certaines personnes, la régulation du système neuromusculaire peut, à cette occasion, être insuffisante du fait de la captation de l'attention par la tâche cognitive.

Pour leur part, Brauer *et al.* [2002] ont constaté un temps de réaction motrice accru et des réactions motrices modifiées en situation de tâche multiple. Au final, le groupe de sujets âgés à l'équilibre déficitaire a dû choisir de traiter en priorité la tâche motrice et la tâche de réaction verbale, alors que les sujets jeunes pouvaient les réaliser de manière concomitante.

De leur côté, Melzer *et al.* [2001] ont observé chez les sujets âgés le développement de stratégies motrices particulières, telle la mise en contraction des muscles de la cheville lors de l'addition d'une tâche cognitive conduisant à une diminution des oscillations posturales. Pour récupérer des situations de déséquilibre, lorsqu'ils sont soumis à des doubles tâches, les sujets âgés réalisent un pas plus volontiers [Brown, 1999].

Si l'intrication, chez le sujet âgé entre tâche cognitive et tâche d'équilibre paraît établie, la modification des performances à des tests cliniques simples et l'amélioration de la valeur discriminante de tests, tels le *Timed « Up & Go »* ou le « *One leg balance* », sont inconnues. Nous tenterons de répondre à cette question dans la partie expérimentale A.

V.3 - Changement d'information sensorielle et équilibre

Si la suppression d'informations sensorielles est une source de perturbation chez les sujets âgés chuteurs, la réintégration d'afférences sensorielles ou les conflits sensoriels sont également source de déséquilibres [Matheson *et al.*, 1999]. Les modifications soudaines du plan de référence visuelle sont également sources de déséquilibre chez la personne âgée. Ainsi, l'ouverture des portes d'un ascenseur, associée à un changement brusque de luminosité (plus particulièrement une faible luminosité dans la cabine d'ascenseur), peuvent provoquer des chutes à l'ouverture des portes [Simoneau *et al.*, 1999]. L'influence négative des perturbations dans le champ visuel (survenue mouvements, par exemple) est particulièrement importante quand les informations sensorielles provenant de la cheville sont altérées [Borger *et al.*, 1999].

Teasdale et Simoneau [2001] ont étudié la réintégration d'informations visuelles ou proprioceptives. Et ont mis en évidence qu'en l'absence de vision, les sujets âgés étaient plus affectés par la réintégration des afférences proprioceptives que les sujets jeunes. Dans les deux groupes, plus de 10 secondes étaient nécessaires pour réinvestir les nouvelles informations sensorielles. La réintégration de la proprioception en condition de vision occasionnait également une perturbation posturale. Cette perturbation était plus importante chez les sujets âgés. Après 10 secondes, l'équilibre postural était à nouveau « stable ». À l'inverse, la modification des afférences sensorielles n'occasionnait pas plus de perturbation chez les sujets âgés. Cette étude démontre la difficulté, chez les sujets âgés, de réguler la gestion, par le système central, des différentes informations sensorielles. La hiérarchisation des différentes afférences est moins rapide sous l'effet du vieillissement. Si une entrée sensorielle est perturbée, il est plus difficile pour un sujet âgé de s'en défaire et de privilégier rapidement les autres afférences sensorielles. En d'autres termes, pour les sujets âgés, une amélioration des informations sensorielles n'entraînerait pas nécessairement d'amélioration

de l'équilibre [Teasdale *et al.*, 2001]. Ceci n'est pas contradictoire avec la notion que la détérioration neurologique périphérique et musculaire contribuerait au risque de chute. Cela démontre simplement la richesse et la complexité du contrôle moteur permettant de maintenir l'équilibre.

Cela valide également l'hypothèse que lorsque les afférences sensorielles sont variables, cela requiert, chez les sujets âgés, une attention plus importante. En résumé, les afférences proprioceptives provenant de la cheville (et plus généralement des membres inférieurs) procurent les informations essentielles. En cas de perturbation des afférences proprioceptives, si les informations visuelles ne sont pas utilisables, il y a manque d'informations redondantes permettant d'assurer l'équilibre. À l'inverse, si les informations proprioceptives de la cheville sont les seules perturbées, les sujets utilisent les autres canaux d'information pour maintenir leur équilibre. Les perturbations d'informations montrent les limites adaptatives du système nerveux central, même chez les sujets jeunes.

Conclusion

Il apparaît qu'avec le vieillissement, les sujets âgés ont besoin de plus d'attention pour réaliser des tâches posturales difficiles ou effectuées dans des conditions sensorielles perturbées. La réalisation simultanée de tâches motrices et de tâches cognitives conduit à une diminution des performances de l'une et / ou de l'autre. Dans cette situation de double tâche, le comportement est modifié. Les sujets âgés ont plus de difficulté à gérer les variations des afférences sensorielles et à rétablir de nouvelles hiérarchies entre les différentes entrées.

Les différentes déficiences et diminutions de capacités fonctionnelles, que nous avons évoquées lors des deux derniers chapitres, justifient naturellement la mise en place de programmes de réhabilitation. Le prochain chapitre est consacré à un état des lieux des pratiques.

Chapitre VI - Activités physiques et kinésithérapie pour prévenir les effets du vieillissement

La chute n'est pas une contrepartie inévitable du vieillissement. En effet, 50 % des sujets âgés ne chutent jamais [Fardjad, 1999]. Partant de ce constat, une approche préventive est envisageable. On distingue les actions de prévention primaire (chez des sujets n'ayant jamais chu) des actions de prévention secondaire (chez des sujets ayant au moins déjà chuté une fois). Les objectifs sont d'intervenir sur les facteurs favorisant de la chute ou de réduire les conséquences de ces dernières.

Pour cela, des consultations de prévention de la chute sont organisées. Une prise en charge évaluative et éducative pluriprofessionnelle est le plus souvent proposée. Ces consultations peuvent s'adresser à des sujets à partir de 50 ans, mais la majorité d'entre elles cible des populations plus âgées (plus de 70 ans). Au niveau médical, la prise en charge de certaines pathologies et la réduction des traitements médicamenteux font partie des pratiques. L'amélioration des apports nutritionnels revêt une importance certaine. Au niveau matériel, il est souvent envisagé l'aménagement du domicile ou l'utilisation de dispositifs de sécurité.

La prévention de la chute fait également l'objet de programmes d'activités physiques ou de kinésithérapie. Un certain nombre d'études ont déjà été faites pour en évaluer l'efficacité. Certaines d'entre elles ont été réalisées chez des sujets encore autonomes, d'autres, au contraire, se sont intéressées à des sujets dépendants, vivant en institution. Les moyens employés dans ces sessions sont très variés. Ils sont parfois complétés par des exercices (ou activités) réalisés à domicile par les sujets [Jacquot *et al.*, 1999 ; Brown, 1999]. Dans une méta-analyse réalisée par Province *et al.* [1995], il est constaté que les contenus, fréquences et intensités de prise en charge sont variables. Les grands axes de traitement de l'instabilité posturale sont : l'entraînement de l'équilibre statique et dynamique, le

renforcement des muscles périarticulaires de la hanche, du genou et de la cheville, l'assouplissement (gain d'amplitude) des articulations du tronc et des membres inférieurs, le développement de l'endurance, l'apprentissage des relevés du sol, la prescription (et si besoin l'aide à l'utilisation) d'aides techniques [Skelton et Dinan, 1999].

Le management (ou prise en charge) des patients atteints d'ostéoporose comprend un volet de prévention des chutes afin d'éviter les fractures traumatiques de ces sujets [Turner, 2000]. Cet axe constitue une priorité du traitement des personnes atteintes d'ostéoporose. Cette action est complémentaire du management kinésithérapique général qui vise à redynamiser ces sujets, par des exercices des articulations portantes, une activité physique aérobie régulière [Association Médicale Canadienne, 2003 ; Elward et Larson, 1992 ; McGilvray et Cott, 2000] et en sollicitant le travail des muscles en regard des zones sujettes à des fractures ostéoporotiques afin de stimuler l'ostéogénèse [Vaillant *et al.*, 1996]. L'activité doit viser particulièrement ces zones à risque [Elward et Larson, 1992]. L'objectif est d'augmenter la force et la masse musculaire qui sont bien liées avec la densité osseuse [Ernst, 1998]. Si accroître la masse osseuse est peu réaliste, la maintenir est possible [Inoue *et al.*, 1993].

Globalement, les différentes interventions ont démontré leur efficacité à prévenir les chutes. Une méta-analyse à partir de seize travaux de recherche confirme ces effets positifs [Santos et Suarez, 2003]

VI.1 - Programmes d'entraînement physique et de kinésithérapie

L'activité physique est positive chez les sujets âgés et leur permet de maintenir leur capital physique et de réduire le risque de chute. Mais l'activité physique n'est conservée spontanément que par une minorité d'entre eux. Aussi, une prise en charge dans une structure de prévention se justifie pour la majorité. Pour ceux-ci, les effets du réentraînement ont été

mis en évidence avec des gains en capacité physique, mais aussi en performances fonctionnelles.

Plusieurs revues de littérature [Bonaiuti *et al.*, 2002 ; Brown, 1999 ; Gillespie, 2001 ; Jacquot *et al.*, 1999 ; McGilvray et Cott, 2000 ; Turner, 2000] permettent de dégager les grandes dominantes de ces traitements. Il s'agit du renforcement musculaire, du développement de l'endurance, de l'amélioration de l'équilibre ou de la réalisation d'activités sportives. On peut également distinguer les études menées chez des volontaires sains ou des sportifs, de celles effectuées chez des sujets sains en institution et, enfin, des études réalisées chez des sujets fragiles ou chuteurs.

VI.1.1 - Effets de l'entraînement sur le renforcement musculaire

Il est destiné à répondre à l'affaiblissement musculaire fréquemment noté chez les sujets âgés. La diminution de force touche préférentiellement les muscles proximaux des membres inférieurs. Si ce déclin musculaire s'amorce à partir de 30 ans, ça n'est que vers la cinquantaine qu'il est perceptible par la majorité des sujets. Plusieurs causes sont relevées, parmi lesquelles les troubles nutritionnels et la sédentarité. La majorité des programmes intègre une dominante d'entraînement musculaire [McGilvray et Cott, 2000].

À l'issue de notre propre revue de littérature, il apparaît que la qualité des études est très variable. Dans une grande partie des études, il ne s'agit que d'études prospectives longitudinales non contrôlées [Buchner *et al.*, 1997 ; Evans, 1995 ; Frontera *et al.*, ; Hunter *et al.*, 1995 ; Frontera *et al.*, 1988 ; Shaw et Snow, 1998 ; Skelton *et al.*, 1995]. Seule une minorité des études bénéficie d'études contrôlées [Fiatarone *et al.*, 1994 ; Judge *et al.*, 1993a ; Nichols *et al.*, 1993].

La taille des échantillons et la qualité des sujets sont également très variables selon les études. La majorité des études présente des échantillons testés inférieurs à 30 sujets [Buchner

et al., 1997 ; Evans, 1995 ; Frontera *et al.*, 1988 ; Hunter *et al.*, 1995 ; Judge *et al.*, 1993b ; Nichols *et al.*, 1993] et les autres des échantillons testés compris entre 30 et 110 sujets [Fiatarone *et al.*, 1994 ; Judge *et al.*, 1994 ; Shaw et Snow, 1998 ; Skelton *et al.*, 1995].

Les programmes peuvent s'adresser à des sujets hospitalisés en long séjour [Evans, 1995 ; Fiatarone *et al.*, 1994 ; Frontera *et al.*, 1988], à des sujets vivant à domicile [Buchner *et al.*, 1997 ; Shaw et Snow, 1998], à des sujets âgés sains [Judge *et al.*, 1994], voire sportifs [Nichols *et al.*, 1993]. L'âge des sujets est, selon les cas, supérieur à 75 ans [Evans, 1995 ; Judge *et al.*, 1994 ; Skelton *et al.*, 1995], inférieur à 65 ans [Judge *et al.*, 1994] ou d'âges dispersés [Buchner *et al.*, 1997 ; Hunter *et al.*, 1995 ; Shaw et Snow, 1998].

Le groupe témoin peut, dans certains cas, bénéficier d'une abstention thérapeutique [Nichols *et al.*, 1993], d'exercices d'étirement ou d'assouplissement [Judge *et al.*, 1993b], ou d'exercices sans charge [Fiatarone *et al.*, 1994]

Les exercices proposés pour réaliser le renforcement musculaire sont très divers. Les résistances peuvent être offertes par un appareil isocinétique [Fiatarone *et al.*, 1994], un banc de musculation ou une presse [Buchner *et al.*, 1997 ; Fiatarone *et al.*, 1994 ; Nichols *et al.*, 1993], un système de pouliothérapie [Fiatarone *et al.*, 1994], des élastiques [Skelton *et al.*, 1995], des poids placés aux chevilles et aux poignets [Fiatarone *et al.*, 1994], ou encore des sacs de sable ou de riz [Judge *et al.*, 1994 ; Skelton *et al.*, 1995]. Les exercices le plus souvent destinés à l'ensemble des muscles des membres inférieurs [Judge *et al.*, 1994] peuvent, dans certains cas, être focalisés sur les extenseurs du genou [Judge *et al.*, 1993b].

Les exercices de renforcement musculaire sont parfois associés à des assouplissements [Judge *et al.*, 1993a], des exercices d'équilibre [Judge *et al.*, 1993a ; 1994], des exercices fonctionnels [Judge *et al.*, 1993b] ou à un entraînement aérobie [Buchner *et al.*, 1997].

La durée de la prise en charge est le plus souvent voisine de trois mois [Frontera *et al.*, 1988 ; Judge *et al.*, 1994 ; Shaw et Snow, 1998 ; Skelton *et al.*, 1995] allant jusqu'à six [Buchner *et al.*, 1997 ; Nichols *et al.*, 1993] voire même 9 mois [Shaw et Snow, 1998].

Le rythme des séances est le plus souvent fixé à trois fois par semaine [Buchner *et al.*, 1997 ; Frontera *et al.*, 1988 ; Judge *et al.*, 1993b ; Nichols *et al.*, 1993 ; Shaw et Snow, 1998 ; Skelton *et al.*, 1995]. Skelton *et al.* [1995] proposent d'associer une séance conduite par un kinésithérapeute et deux séances effectuées par les sujets seuls [Skelton *et al.*, 1995]. Certains auteurs proposent plusieurs séries par jour [Frontera *et al.* [1988].

L'intensité n'est pas toujours précisée quantitativement. Les programmes définissant une intensité élevée fixent la résistance à 60-80 % de la 1RM (1 Répétition Maximum), avec un nombre de répétitions limitées à moins de 10 [Evans, 1995 ; Frontera *et al.*, 1988].

Les critères d'évaluation des études sont très divers, associant indicateurs de risque de chute, de coût d'hospitalisation, de l'état de santé, de performances fonctionnelles, de performances d'équilibre ou de performances et de volume musculaire. Paradoxalement, même si la diminution du risque de chute est l'objectif visé, il n'est étudié que par Buchner *et al.* [1997] qui ont constaté l'effet positif de leur programme musculaire. De plus, les sujets contrôles ont eu plus d'hospitalisations (d'un coût supérieur à 5000 €) que les sujets exercés ; en revanche, leur état de santé n'était pas modifié.

Pour certains auteurs, les performances fonctionnelles, évaluées en situation ou à l'aide de tests, apparaissent positivement influencées par l'exercice musculaire, avec des gains de 107 à 227 % au niveau de la vitesse de marche et de montée des escaliers [Fiatarone *et al.* [1994], en rythme de marche [Judge *et al.*, 1993a] ou en efficacité fonctionnelle signée par des activités EMG réduites de 36 à 47 % [Hunter *et al.*, 1995].

Les performances d'équilibre sur plate-forme sont améliorées chez les sujets bénéficiant d'un programme combiné (muscultation et travail de l'équilibre) [Judge *et al.*, 1993b]. Les performances musculaires sont améliorées par l'exercice. Les valeurs du pic de force isocinétique sont améliorées de 13 à 21 % [Frontera *et al.*, 1988 ; Judge *et al.*, 1994] Les augmentations de force musculaire ont été comprises entre 5 et 227 % [Evans, 1995 ; Frontera *et al.*, 1988 ; Hunter *et al.*, 1995 ; Judge *et al.*, 1993a ; Skelton *et al.*, 1995]. Au niveau de la structure corporelle, il est noté une diminution de la masse graisseuse de plus d'un tiers et une augmentation de la masse musculaire (+ 1,5 kg) [Judge *et al.*, 1993a] et du volume musculaire [Evans, 1995].

La présence de pathologies rhumatismales concomitantes n'est pas une contre-indication à la réalisation d'exercices musculaires. McMeeken *et al.* [1999] ont démontré l'intérêt d'un renforcement musculaire systématique des extenseurs et fléchisseurs de genou, chez des patients présentant une polyarthrite rhumatoïde en phase de rémission. Les bénéfices d'un entraînement de six semaines ont été constatés sur les performances au *Timed Up & Go test*, à l'évaluation isocinétique, au questionnaire de santé (*Health Assessment questionnaire*) et sur la douleur.

À l'inverse, chez les patients âgés victimes de fracture du col du fémur, le travail en charge n'a pas été démontré comme supérieur à un travail en décharge au niveau de la force musculaire, des performances d'équilibre, de marche et fonctionnelles [Sherrington *et al.*, 2003].

En conclusion, les programmes de renforcement musculaire visent à compenser cette sédentarité par des exercices codifiés. Les résistances sont produites par des poids, des ceintures ou vestes lestées, par des bandes élastiques ou des appareils de mécanothérapie. La tolérance à ces programmes est globalement bonne. Les gains sur l'équilibre sont clairement

positifs chez des sujets qui ont initialement un affaiblissement musculaire suffisamment conséquent pour retentir sur ce paramètre.

VI.1.2 - Effets de l'entraînement sur l'endurance

Parmi les études évaluant les effets des programmes de développement de l'endurance, seules une minorité d'entre-elles sont contrôlées [Buchner *et al.*, 1997a ; Hagberg *et al.*, 1989b ; McMurdo *et al.*, 1997 ; Posner *et al.*, 1992].

La majorité des études porte sur des sujets de plus de 60 ans [Buchner *et al.*, 1997a ; Hagberg *et al.*, 1989b ; Hamdorf *et al.*, 1992 ; Morey *et al.*, 1991, 1992 ; Posner *et al.*, 1992]. Les échantillons sont généralement compris entre 70 et 140 sujets [Buchner *et al.*, 1997a , 1997b ; Hamdorf *et al.*, 1992 ; MacRae *et al.*, 1996 ; Rooks *et al.*, 1997], mais parfois plus réduits [Hagberg *et al.*, 1989b ; Sauvage *et al.*, 1992]. Seule une étude dépasse les 200 sujets [Posner *et al.*, 1992],

Dans les études contrôlées, le groupe témoin peut, selon les cas, bénéficier d'une abstention thérapeutique [Posner *et al.*, 1992], d'une simple supplémentation en calcium [McMurdo *et al.*, 1997] ou d'exercices de musculation en force [Hagberg *et al.*, 1989b]. Dans leur étude, Buchner *et al.* [1997a] comparent différents types d'entraînement en endurance. La quasi-totalité des études proposent des exercices suivis médicalement (par des kinésithérapeutes) à l'exception de Rooks *et al.* [1997] qui suggèrent la réalisation d'exercices d'autoentretien.

Les exercices proposés sont : la marche [Brown et Holoszy, 1993 ; Buchner *et al.*, 1997a ; Hamdorf *et al.*, 1992 ; MacRae *et al.*, 1996 ; Rooks *et al.*, 1997], le jogging [Brown et Holoszy, 1993], une gymnastique aérobic [Buchner *et al.*, 1997a], la bicyclette [Buchner *et al.*, 1997a, 1997b ; Brown et Holoszy, 1993] ou le cycloergomètre [Posner *et al.*, 1992].

Le rythme s'étage de 40 % à 60 % de la fréquence cardiaque de réserve [Hamdorf *et al.*, 1992]. Le travail en endurance est, dans deux cas [Brown et Holoszy, 1993 ; Sauvage *et al.*, 1992], associé à des exercices de musculation ou d'assouplissement.

La durée de la prise en charge est le plus souvent voisine de trois à six mois [Buchner *et al.*, 1997a ; Hagberg *et al.*, 1989b ; Hamdorf *et al.*, 1992 ; McMurdo *et al.*, 1997 ; MacRae *et al.*, 1996 ; Posner *et al.*, 1992], mais peut s'étaler sur dix mois à un an [Brown et Holoszy, 1993 ; Rooks *et al.*, 1997].

Le rythme des séances est généralement fixé à deux ou trois fois par semaine avec une durée de séance comprise entre 40 min et une heure et demie [Hagberg *et al.*, 1989b ; Hamdorf *et al.*, 1992 ; McMurdo *et al.*, 1997 ; Morey *et al.*, 1991, 1992 ; Rooks *et al.*, 1997]. MacRae *et al.* [1996] proposent une durée de travail plus courte (30 min), mais à un rythme quotidien.

L'évaluation des résultats met en lumière des améliorations de la VO₂ max de +5 à +22 % [Buchner *et al.*, 1997a ; Hagberg *et al.*, 1989b ; Hamdorf *et al.*, 1992 ; Posner *et al.*, 1992], de la capacité métabolique de +20 % [Morey *et al.*, 1991, 1992]. Il est constaté une diminution de 7 % du rythme cardiaque submaximal [Morey *et al.*, 1991, 1992]. Ces bénéfices ne sont malheureusement que transitoires [Hamdorf *et al.*, 1992].

Si l'amélioration des critères de condition physique fait consensus, ce n'est pas le cas de sa traduction en termes fonctionnels. Hamdorf *et al.* [1992] ne constatent pas de lien entre l'amélioration des critères aérobie et les paramètres de marche ou d'équilibre. Leurs résultats sont confortés par MacRae *et al.* [1996] qui n'obtiennent pas d'amélioration d'activité (POMA), ou de mobilité (*Timed Up & Go test*). En revanche, Buchner *et al.* [1997a] font état d'une amélioration du « Test de marche de six minutes » (comprise entre +3 à +18 % selon le type d'entraînement).

Pour leur part, plusieurs auteurs constatent une amélioration des performances de marche ou d'équilibre, voire une diminution du risque de chute [Buchner *et al.*, 1997b ; Brown et Holoszy, 1993 ; McMurdo *et al.*, 1997]. Rooks *et al.* [1997] notent une amélioration de l'agilité (ramassage d'objet, marche en tandem).

L'amélioration de la condition physique a également des conséquences globales sur la vie des sujets (mortalité, morbidité, indépendance, capacités fonctionnelles, qualité de vie, sommeil...) [Hamdorf *et al.*, 1992] et induit également une diminution du nombre de visites médicales et des frais d'hospitalisation [Buchner *et al.*, 1997b]. Cependant, ces améliorations ne sont pas nécessairement traduites en termes de qualité de vie exprimée [MacRae *et al.*, 1996].

L'intérêt de réaliser un programme de cardio-training a également été démontré chez des sujets hypertendus âgés de plus de 60 ans [Hagberg *et al.*, 1989a]. Un gain de VO₂ max est obtenu à condition de pratiquer l'activité à un rythme modéré (73 % de la VO₂ max).

VI.1.3 – Effets de l'entraînement de l'équilibre

La diminution de performance observée par les tests cliniques ou les tests posturographiques incite à travailler électivement cette qualité. Les études portant sur l'équilibre sont le plus souvent focalisées sur des sujets de plus de 65 ans et bénéficient de groupe contrôle [Crilly *et al.*, 1989 ; Hornbrook *et al.*, 1994 ; Hu et Woollacott, 1994a, 1994b ; Lichtenstein *et al.*, 1989 ; Wolf *et al.*, 1993, 1996, 2001 ; Wolfson *et al.*, 1996]. Ces groupes contrôles sont le plus souvent soumis à une abstention thérapeutique ou parfois à des activités telles que le Taï Chi [Wolf *et al.*, 1993, 1996].

Le nombre de sujets inclus est très variable allant de 24 [Hu et Woollacott, 1994a] à plus de 3000 [Hornbrook *et al.*, 1994]. Certaines études portent sur des volontaires en bonne santé [Hu *et al.*, 1994 ; Judge *et al.*, 1993b], d'autres sur des personnes âgées vivant à

domicile [Hornbrook *et al.*, 1994 ; Wolf *et al.*, 1993 ; Wolfson *et al.*, 1996], et enfin une sur des sujets en institution présentant des troubles de l'équilibre [Crilly *et al.*, 1989].

Les méthodes d'entraînement sont très diverses. On trouve le plus souvent des méthodes « gymniques » associant assouplissements, exercices d'équilibre statique (sur deux ou un pied, pieds en tandem, sur plan instable, sur plate-forme de stabilométrie), mouvements dissociés du tronc et des membres, exercices de marche (sur une ligne, talon-pointe) et exercices d'adresse et de coordination [par exemple, Lichtenstein *et al.*, 1989 ; Zati, 1995]. Ces exercices sont complétés par des réentraînements fonctionnels (transfert, demi-tour, marche avec changement subit de rythme et de direction, sauts, ramassage d'objets au sol, etc....) [Jacquot *et al.*, 1999]. Dans certains cas, un entraînement de la force et (*l* ou) de l'endurance sont également employés en plus [Campbell *et al.*, 1997 ; Hornbrook *et al.*, 1994 ; Judge *et al.*, 1993b ; Lichtenstein *et al.*, 1989 ; Wolfson *et al.*, 1996]. La durée d'entraînement est extrêmement variable selon les études, s'étendant de dix jours [Hu et Woollacott, 1994a] à un an [Campbell *et al.*, 1997].

Les résultats sont généralement appréciés par des tests cliniques (maintien d'un équilibre monopodal, marche en tandem, épreuves plus globales) ou par posturographie (en condition sensorielle perturbée ou non) et ils sont à de rares exceptions près [Crilly *et al.*, 1989 ; Wolf *et al.*, 1996], positivement significatifs. L'entraînement améliore les performances fonctionnelles (*Berg Balance Test*, au *Dynamic Gait Index*) [Wolf *et al.*, 2001]. Le travail de l'équilibre réduit les temps de latence des fléchisseurs cervicaux, diminue la réponse des antagonistes, augmente la fréquence de réponse des muscles du tronc et réduit, lors du premier essai, les mouvements en valgus-varus des chevilles [Hu et Woollacott, 1994b]. Le risque de chute est réduit de 7 à 15 % [Hornbrook *et al.*, 1994]. Cependant, les gains obtenus ne sont plus présents à un an [Wolf *et al.*, 2001]. Jacquot *et al.* [1999]

concluent, à l'issue de leur revue de bibliographie, que « *l'entraînement de l'équilibre reste une méthode à valider dans ses indications comme dans ses modalités* ».

VI.2 -Entraînement par activités sportives

Le Taï Chi Chuan est l'entraînement sportif le plus souvent utilisé dans les programmes de réentraînement physique visant à la prévention des chutes. Deux études réalisées successivement et associant la pratique du Taï Chi [Wolf *et al.*, 1996,1997] ont montré un effet significatif sur la peur de chuter et non significatif sur les tests posturographiques. Une étude de Hain *et al.* [1999] a mis en évidence des modifications hautement significatives sur les tests de posturographie et des scores de handicap après huit semaines de pratique de Taï Chi Chuan. De plus, ils ont noté une amélioration des performances au test de Romberg. En revanche, le « *Reach Test* » n'était pas modifié. Une étude de Hong et Robinson [2000], comparant des sujets sédentaires avec des sujets pratiquant régulièrement le Taï Chi Chuan, montre des performances significativement supérieures au « *Three minutes step test heart rate* », au « *Reach Test* », au test d'appui unipodal les yeux fermés et ainsi qu'à d'autres tests fonctionnels. Wong *et al.* [2001] et Tsang *et al.* [2004] ont également trouvé, dans des études transversales portant chacune sur une cinquantaine de sujets, que ceux pratiquant le Taï Chi Chuan avaient des meilleures performances que des sujets témoins en condition complexe et perturbée. Tsang *et al.* [2004] ont également montré que les sujets pratiquant le Taï Chi Chuan avaient des performances comparables à celles des sujets jeunes dans des conditions d'entrée somatosensorielle, visuelle et vestibulaire réduites ou conflictuelles. Dans une revue de littérature, Wayne *et al.* [2004] notent que le Taï Chi Chuan améliore les déficits et les limitations fonctionnelles d'origine posturale, liés ou non à une pathologie vestibulaire. Wolfson *et al.* [1996] ont indiqué l'intérêt du Taï Chi Chuan pour maintenir les acquis obtenus par la kinésithérapie.

Plus généralement, la pratique sportive, présente ou passée, semble avoir un effet favorable sur les performances d'équilibre. Perrin *et al.* [1999] et Gauchard [2000] ont montré l'importance de la pratique sportive passée et présente. Les meilleures performances d'équilibre sont obtenues chez les sujets ayant pratiqué une activité sportive depuis leur jeune âge et continuant à le faire, suivi de ceux n'ayant pas pratiqué d'activité sportive pendant leur jeunesse et en pratiquant actuellement une. Enfin, les sujets ayant eu une jeunesse sportive, mais ne pratiquant plus de sport et les sujets n'ayant jamais pratiqué de sport sont les moins performants. Cette étude souligne l'intérêt d'une pratique sportive au-delà de la soixantaine.

Gauchard *et al.* [1999, 2000] ont noté l'effet positif de la pratique d'activités sportives à caractère proprioceptif chez les plus de 60 ans. Les sports les plus bénéfiques sont la gymnastique douce ou le yoga.

VI.3 - Entraînement par méthodes multiples

Comme nous l'avons entrevu dans les paragraphes précédents, une très large part des études réalisées chez des sujets âgés associe différentes orientations thérapeutiques, rendant leur classement typologique difficile. Un certain nombre d'études s'orientent délibérément vers une prise en charge par de multiples méthodes : renforcement musculaire et assouplissements, développement des capacités aérobies, entraînement de l'équilibre, travail de la coordination et des fonctions usuelles voire en plus, activité physique ou sportive adaptée.

Ces études sont, le plus souvent, contrôlées et réalisées sur des échantillons de taille compris entre 27 [Lord *et al.*, 1993a ; Sherrington et Lord, 1997] et 400 sujets [Close *et al.*, 1999]. Certaines études incluent des sujets de moins de 60 ans [Lord *et al.*, 1993a ; Lord et Castel, 1994], mais la majorité d'entre elles se focalise sur les personnes de plus de 65 ans. Les groupes contrôles bénéficient d'un suivi social [Rizzo *et al.*, 1996], de visites [Murflow *et*

al., 1994], d'un traitement placebo [Hauer *et al.*, 2003] ou d'une abstention thérapeutique [Cornillon *et al.*, 2002 ; Sherrington et Lord, 1997].

Parfois, le traitement est ajusté en fonction de l'évaluation initiale [Harada *et al.*, 1995]. C'est le cas de l'étude de Tinetti *et al.* [1994], où après avoir réalisé une évaluation complète qui cherchait à identifier les facteurs de chute (hypotension orthostatique, utilisation de sédatifs, consommation de plus de 4 médicaments, déficit de force ou de mobilité des membres supérieurs ou inférieurs, de l'équilibre, difficultés dans les transferts ou la marche), les sujets bénéficiaient d'un traitement adapté. Dans une autre étude, il s'agit simplement d'un ajustement médicamenteux associé aux recommandations de comportement et aux exercices physiques [Rizzo *et al.*, 1996]. Enfin, dans un cas, l'évaluation est faite dès l'accueil aux urgences, par un médecin et par un ergothérapeute, qui à partir du constat, décident du programme multidisciplinaire à mettre en œuvre [Close *et al.*, 1999].

Le rythme privilégié des séances est bi- ou trihebdomadaire. Seuls Barnett *et al.* [2003] proposent un rythme hebdomadaire complété par une prescription d'exercices. Les programmes sont parfois prolongés par un autoentretien [Lord *et al.*, 1993a]. La durée totale de prise en charge est comprise entre huit semaines [Lord *et al.*, 1993a ; Lord et Castel, 1994] et deux ans [Hauer *et al.*, 2003].

Les indicateurs d'évaluation des différents protocoles sont, soit cliniques (durée de maintien de la station monopodale, nombre de faux pas, etc.), soit instrumentaux (évaluation sur plate-forme posturographique statique ou dynamique).

À l'issue des prises en charge par multiméthodes, les résultats sont positifs dans leur ensemble. À l'exception de Barnett *et al.* [2003], tous les auteurs s'accordent pour affirmer une amélioration des performances musculaires, de la coordination et des temps de réaction. L'amélioration de la souplesse, des capacités aérobies, des oscillations posturales et des performances sur plate-forme sont unanimement reconnues [Barnett *et al.*, 2003 ; Cornillon *et*

al., 2002 ; Cress *et al.*, 1999 ; Harada *et al.*, 1995 ; Lord *et al.*, 1993a, 1995, 1996a ; Lord et Castel, 1994 ; Shumway-Cook *et al.*, 1997a]. Il existerait également un effet positif sur l'état psychologique [Bravo *et al.*, 1996] et les performances aux tests fonctionnels (lever de chaise, marche de 6 minutes, montée d'escaliers) et à la force de serrage avec la main [Brill *et al.*, 1998]. Les gains en stabilité apparaissent liés à l'amélioration de la force musculaire en flexion dorsale de cheville et en flexion-extension de hanche [Lord *et al.*, 1996a]. Il apparaît également que les traitements permettent aux sujets d'utiliser moins souvent des aides pour leur mobilité au lit ou leur locomotion [Murlow *et al.*, 1994].

Les effets en termes de risque de chute sont incertains. Si Murlow *et al.* [1994] ne constatent pas de différence significative au niveau du nombre de chutes, Close *et al.* [1999] mettent en lumière une diminution. De plus, Gill *et al.* [2003], Shumway-Cook *et al.* [1997a], Tinetti *et al.* [1994] et Rizzo *et al.* [1996] notent une réduction des facteurs de risque de chute, pour un coût moyen du traitement de près de 1000 euros (1000 US\$) par participant.

Les programmes multiméthodes ne permettent que de stabiliser la densité osseuse [Bravo *et al.*, 1996]. De même, d'autres auteurs n'ont pas trouvé d'effet significatif au niveau des tests de qualité de vie [Barnett *et al.*, 2003 ; Cress *et al.*, 1999]. Si Brill *et al.* [1998] font état d'une progression des performances de marche, ces conclusions sont contredites par Barnett *et al.* [2003] et Cress *et al.* [1999].

Au décours de ces programmes multiméthodes, l'effet spécifique d'un entraînement additionnel aux tests d'équilibre a été évalué par Means *et al.* [1996]. Il n'a pas été trouvé d'effet significatif.

D'une manière générale, les programmes de type « *fitness* » recueillent une bonne adhésion des patients [Brill *et al.*, 1998]. Leur coût reste modéré, chiffré à près de 1000 Euros (1000 US\$) par participant par Rizzo *et al.* [1996]. Mais il a également été démontré qu'une simple série de 10 séances multidisciplinaires (visite médicale et 10 séances de travail de la

stabilité posturale, du renforcement musculaire et de la coordination des mouvements) permet de réduire le risque de chute et d'améliorer les performances posturales [Cornillon *et al.*, 2002].

Dans des cas particuliers comme celui des sujets ayant subi une fracture de la hanche, l'effet bénéfique de l'entraînement multiméthodes a également été démontré [Sherrington et Lord, 1997].

VI.4 – Programmes à domicile

Divers autres programmes ont été proposés. Un axe particulier mérite notre attention. Il s'agit de la mise en place de programmes à domicile, d'entraînement et de prévention de la chute. Nous allons faire le point sur cette approche en quelques lignes.

La mise en place de programmes, à domicile, d'entraînement et de prévention de la chute est une seconde voie qui répond aux besoins d'autonomie des sujets et à la pression économique de diminution des coûts [Tinetti, 2003]. Rentrant dans le cadre de la prévention primaire de la chute s'ils s'adressent à des sujets n'ayant jamais chuté, dans le cadre de la prévention secondaire ou tertiaire, ils s'adressent à des sujets ayant déjà chuté pour lesquels on vise respectivement à éviter la récurrence ou à prévenir les conséquences d'éventuelles chutes. Les résultats de ces programmes sont inconstants [Tinetti, 2003]. Cependant, certains auteurs ont observé des effets intéressants.

Les études, le plus souvent contrôlées, ont été faites parfois chez des sujets encore jeunes (40 à 50 ans) [Kronhed et Moller, 1998] ou chez des sujets chuteurs [Ebrahim *et al.*, 1998], sur des échantillons allant jusqu'à 250 sujets [Campbell *et al.*, 1997]. Les méthodes employées sont diverses. Les programmes comprennent des exercices dynamiques des membres inférieurs contre charge légère, exercices dynamiques du rachis, exercices d'équilibre, exercices fonctionnels (montée de marches, relevés d'objets, transferts) à raison

de 5 à 60 min, une à sept fois par semaine [Butler *et al.*, 1998 ; Campbell *et al.*, 1997 ; Kronhed et Moller, 1998]. La durée de suivi s'échelonne de 12 semaines [Jette *et al.*, 1996] à deux ans [Ebrahim *et al.*, 1998]. Il s'agit parfois d'une prescription d'exercices qui ont été enseignés par un praticien de santé [Butler *et al.*, 1998]. Certains auteurs organisent une rencontre à intervalles réguliers [Robertson, 2001a, 2001b]. Dans certains cas, le patient peut être guidé par une cassette vidéo [Jette *et al.*, 1996]. Butler *et al.* [1998] suggèrent un programme personnalisé.

Les groupes contrôles bénéficient d'un suivi social [Campbell *et al.*, 1997], d'étirements des membres supérieurs [Ebrahim *et al.*, 1998], d'une dose de vitamine D ou d'un placebo [Latham *et al.*, 2003], ou d'un suivi à domicile avec des conseils d'hygiène de vie (nutrition, activité physique, gestion des traitements médicamenteux, hygiène de sommeil) [Gill *et al.*, 2002].

À l'issue du traitement, certains auteurs [Campbell *et al.*, 1997 ; Robertson, 2001a, 2001b] rapportent une diminution du nombre de chutes de 30 à 50 %, alors que d'autres [Ebrahim *et al.*, 1998] font le constat inverse, notant un risque accru de lésion musculo-squelettique [Latham *et al.*, 2003]. Il pourrait s'agir d'un excès de confiance motivant une prise de risque non mesurée chez les sujets.

Les performances d'équilibre s'améliorent [Campbell *et al.*, 1997 ; Kronhed et Moller, 1998], la densité osseuse se stabilise [Ebrahim *et al.*, 1998 ; Kronhed et Moller, 1998], la force, la souplesse et la capacité aérobie s'accroissent [Jette *et al.*, 1996 ; Kronhed et Moller, 1998]. De plus, la capacité à réaliser des activités usuelles s'améliore [Gill *et al.*, 2002] et l'état psychologique est meilleur [Jette *et al.*, 1996].

Le coût de chaque chute économisée est estimé à environ 900 euros (1500-1800 \$NZ) [Robertson, 2001a, 2001b].

À la marge des programmes à visée proprioceptive ou éducative, certaines équipes partent du constat de la difficulté de se relever du sol pour les personnes âgées et intègrent cette dimension à la réhabilitation. Le programme de prévention de la chute de Canterbury inclut dans le réentraînement fonctionnel un travail de relever du sol [Allen et Simpson, 1999]. Chauvin de Rangot et Faroult [2002] ont, en France, défini une procédure de réhabilitation motrice visant à réactiver la mémoire motrice. L'objectif est de permettre au sujet de se relever seul du sol. L'effet spécifique de ces techniques reste inconnu.

Conclusion

À l'issue de ce chapitre, nous pouvons constater qu'il existe une présomption d'efficacité sur la diminution du risque de chute, des programmes d'activités physiques et de kinésithérapie intégrant des exercices de renforcement musculaire, un entraînement aérobie, un entraînement de l'équilibre, des activités sportives ou une association de ces différentes méthodes. L'efficacité des programmes d'autoentretien, bien que plus incertaine, paraît plausible. Cependant, s'il a été démontré qu'en situation de double tâche, les performances posturales étaient modifiées chez les sujets âgés, à notre connaissance, aucun auteur à ce jour n'a exploré l'effet de l'addition d'un entraînement cognitif à l'entraînement physique. Nous explorerons cette voie dans la partie expérimentale A.

PARTIE EXPÉRIMENTALE A

Ce chapitre est articulé autour de deux thèmes. Le premier porte sur l'évaluation des méthodes de mesures de performance d'équilibre (expériences 1 & 2) et le second est focalisé sur le concept de la double tâche (expériences 2, 3 & 4).

Évaluer les méthodes de mesures est aujourd'hui, pour le kinésithérapeute en particulier, mais plus généralement pour l'ensemble des praticiens de santé, une priorité. En effet, pour répondre à la problématique générale de développement de la qualité des soins et d'amélioration de l'efficacité, il est nécessaire de disposer de moyens d'évaluation valides, fiables et de faible coût d'utilisation (temporel et financier). Dans le contexte plus particulier de la mesure des performances posturales, au-delà des qualités de chaque méthode, le débat entre les tenants de la mesure clinique (réputée plus fonctionnelle) et les tenants de la mesure instrumentale (réputée plus scientifique) laisse un doute sur la méthode à privilégier, dans la pratique quotidienne et dans le cadre de travaux de recherche.

La situation de double tâche, au-delà des développements expérimentaux, dont elle a fait l'objet (*Cf. Supra*) est une réalité de la vie quotidienne. Quel que soit notre âge, nous marchons en nous remémorant des événements en discutant avec notre voisin du moment. Chez les sujets âgés, comme nous l'avons dit précédemment, cette situation peut être l'occasion de chute. Aussi est-il intéressant de savoir si la situation de double tâche permet d'améliorer la mesure de la performance d'équilibre et si elle constitue une situation d'entraînement plus favorable au maintien (voire à la récupération des capacités posturales) des sujets âgés.

EXPÉRIENCE N°1 : Corrélation des performances sur plate-forme et des performances cliniques

Le but de cette étude était d'apprécier la concordance des tests « *One leg balance* » et *Timed « Up & Go »* avec les valeurs des déplacements du centre de pression obtenue sur plate-forme de force lors de la réalisation d'une posture érigée quasi-statique. Au vu des études précédemment citées, nous avons décidé de vérifier l'hypothèse d'une corrélation entre les performances cliniques et les performances en posturographie.

Population et méthode

Cent dix femmes, suivies dans le cadre d'une campagne menée par la Caisse d'Assurance Maladie des Mines de La Mure et destinée à prévenir les conséquences de l'ostéoporose, ont été invitées à effectuer des tests destinés à évaluer leur équilibre postural. Parmi elles, 95 se sont présentées volontairement pour réaliser les tests. Les critères d'inclusion étaient : un âge supérieur ou égal à 70 ans, une autonomie à domicile et l'absence de pathologies psychiques avérées, de pathologies neurologiques centrale ou périphérique, de douleur des membres inférieurs empêchant l'appui monopodal ou d'antécédents récents de chirurgie ou de traumatisme des membres inférieurs interdisant l'appui. Les critères de non-inclusion et d'exclusion étaient le refus d'intégrer l'étude ou la volonté du sujet d'arrêter les tests avant la fin des différentes séries. Au final, 54 femmes ont été retenues dans l'étude après avoir signé un formulaire de consentement éclairé.

Pour chaque sujet, les paramètres suivants étaient recueillis et notés : date de naissance, poids, taille, activités habituelles de locomotion, présence de correction visuelle, date de la dernière visite chez l'ophtalmologiste, souffrance d'arthrose ou de vertiges,

traitements médicamenteux, antécédents chirurgicaux, contexte de vie, présence éventuelle d'une aide ménagère, usage d'aide de marche, existence de chutes au cours des 12 derniers mois, circonstances et conséquences éventuelles. Les différents tests (cliniques et sur plate-forme de force) étaient réalisés selon la procédure suivante.

Les tests utilisés étaient le *Timed « Up & Go » test* (TUG) tel que décrit par Mathias *et al.* [1986] et l'appui monopodal (*One leg balance*) sur chacun des membres inférieurs, les yeux ouverts. Les tests étaient réalisés dans une pièce calme. Le chronométrage était arrêté à 60 secondes. La réalisation des trois tâches (appui monopodal sur le membre inférieur droit et gauche et TUG), se déroulait dans un ordre aléatoire. Chaque série comprenait trois essais. Pour chacun des tests, la performance moyenne était retenue. Les données étudiées ont été exprimées sous forme de moyenne et d'écart type.

Le test sur plate-forme était effectué sur une plate-forme AMTI™ (modèle OR6-5-1) reliée au système d'acquisition DATAC®. L'échantillonnage du signal de la plate-forme était enregistré à une fréquence de 200 Hz (12 bit A/D conversion) et filtré par un filtre de second ordre (10 Hz). L'enregistrement des trois composantes orthogonales des forces de réaction au sol et leurs moments correspondants permettait le calcul du déplacement du centre de pression (CP). Le CP, barycentre des forces de réaction au niveau du plan d'appui, reflète les oscillations posturales en condition statique. La tâche consistait à se tenir debout le plus immobile possible, pieds nus, les bras le long du corps, en regardant devant soi pendant 25 secondes. Pendant le test, la vision était supprimée par la fermeture des yeux après 15 secondes. Les déplacements du centre de pression étaient enregistrés. Six enregistrements de 25 secondes ont été réalisés dans chaque condition. Les trois indicateurs étudiés étaient l'amplitude, la vitesse moyenne, et la variabilité de déplacement du CP.

Le traitement statistique des données a été réalisé sous logiciel Abacus-Statview ® à l'aide de tests non-paramétriques (Spearman). Les différences entre les valeurs obtenues ont été considérées comme significatives lorsque p était inférieur à 0,05.

Résultats et discussion

L'âge moyen des 54 femmes était de 73,6 ans (extrêmes 71-76). Leur taille et leur poids moyens étaient respectivement de 157 cm et 64,5 kg. L'amplitude et la variabilité de déplacement du CP lors des tests en appui bipodal, les yeux ouverts ou fermés, sont faiblement corrélés avec les performances à l'appui monopodal. Il n'a pas été retrouvé de corrélation entre la vitesse moyenne de déplacement du CP et les performances à l'appui monopodal. Aucune corrélation n'a été retrouvée entre les différentes caractéristiques du CP (vitesse, variabilité et vitesse) et les performances au TUG (tableau IX).

Tableau IX: Corrélation entre les performances cliniques (à l'appui monopodal et au *Timed Up & Go test* - TUG) et les performances sur plate-forme en appui bipodal traduites par les déplacements du centre de pression (CP) en condition les yeux ouverts (YO) ou les yeux fermés (YF)

Coefficient de Spearman (<i>valeur de p</i>)	Amplitude du CP (YO)	Variabilité de déplacement du CP (YO)	Vitesse moyenne du CP (YO)	Amplitude du CP (YF)	Variabilité de déplacement du CP (YF)	Vitesse moyenne du CP (YF)
Appui monopodal	- 0,41 (<i><0,003</i>)	- 0,41 (<i><0,003</i>)	- 0,008 (<i>NS</i>)	-0,10 (<i>NS</i>)	-0,33 (<i><0,02</i>)	-0,24 (<i>NS</i>)
TUG	-0,02 (<i>NS</i>)	-0,02 (<i>NS</i>)	-0,01 (<i>NS</i>)	-0,10 (<i>NS</i>)	-0,09 (<i>NS</i>)	-0,12 (<i>NS</i>)

Nos résultats mettent en évidence une absence de corrélation entre le *Timed « Up & Go test »* (TUG) et les performances sur plate-forme posturographique, et une faible corrélation entre l'appui monopodal et ces mêmes performances.

Mathias *et al.* [1986] avaient déjà souligné la faible corrélation ($r = 0,50$) de leur test avec les valeurs des performances sur plate-forme. Cependant, nos valeurs pour notre

échantillon sont encore moins corrélées. Plusieurs explications peuvent être avancées. Le TUG est une épreuve dynamique de locomotion associant en son sein : relevé de chaise, marche, demi-tour et retour à la position assise. Il s'agit donc d'une épreuve dynamique qui met en jeu des schémas moteurs d'équilibration différents. De plus, chez ces femmes vivant de manière autonome à domicile, le TUG correspondait à une tâche réalisée couramment chaque jour. Les habitudes « de prise de risque » chez une partie de l'échantillon, imposées par la nécessaire autonomie pourraient avoir mis en évidence des sujets ayant à la fois une bonne performance au TUG et des valeurs posturographiques soulignant un contrôle de piètre qualité du centre des pressions. À l'opposé, des sujets contraints par la solitude à prendre des précautions pour ne jamais chuter, pourraient avoir modifié leur démarche pour augmenter la sécurité (diminution de la longueur du pas, élargissement du polygone de sustentation) sans nécessairement avoir détérioré leurs performances posturales.

Pour l'appui monopodal, les mêmes hypothèses pourraient être posées à la différence près que les tâches sont beaucoup plus proches au niveau moteur (c'est-à-dire maintenir une posture quasi statique). La corrélation observée dans notre échantillon avec les épreuves sur plate-forme, les yeux ouverts, est en parfaite cohérence avec l'étude de référence de Ekdahl *et al.* [1989]. La corrélation moindre entre le test monopodal et les performances sur plate-forme les yeux fermés s'explique aisément par la privation de l'entrée visuelle, source pour une partie des sujets âgés d'afférences primordiales pour le contrôle de l'équilibre. Soulignons de plus que si les tâches étaient proches au niveau moteur, elles n'étaient pas identiques. Il s'agissait dans un cas de tenir sur un pied (le plus longtemps possible) et dans l'autre, de tenir sur deux pieds en oscillant le moins possible.

Ces résultats motivent l'utilisation de manière complémentaire des deux types de tests. La posturographie évalue la capacité posturale en condition quasi-statique, alors que le TUG évalue la fonction de locomotion. Si l'appui monopodal évalue le système postural fin, il évalue des fonctions plus « grossières » d'équilibration et de compensation, notamment avec le tronc et les membres supérieurs. Il est donc légitime d'utiliser ces deux méthodes pour apprécier les capacités d'équilibre postural en condition quasistatique des sujets. Il apparaît nécessaire de combiner des tests différents (cliniques et posturographiques) pour détecter différentes facettes des capacités posturales des sujets âgés.

EXPÉRIENCE N°2 : performances aux tests cliniques avec et sans l'addition d'une charge cognitive

Le but principal de notre étude était de vérifier si les performances à des tests cliniques simples sont perturbées par la réalisation d'une tâche cognitive. L'objectif secondaire était d'étudier le pouvoir discriminant de l'addition d'une charge cognitive sur la détection du risque de chute.

Population, matériel et méthode

À partir des 95 femmes de l'échantillon de l'expérience 1 qui se sont présentées volontairement pour réaliser les tests, 84 ont réalisé l'ensemble des tests et répondu à un questionnaire. Les caractéristiques de l'échantillon étaient : âge moyen 73,4 ans \pm 1,7, poids 65,1 kg \pm 10,6, taille de 158 cm \pm 6. Parmi elles, 25 déclaraient avoir chuté, au moins une fois, durant les douze derniers mois. Le tableau X récapitule les autres caractéristiques de la population. Pour chaque sujet, les paramètres suivants étaient recueillis et notés : date de naissance, poids, taille, activités habituelles de locomotion, présence de correction visuelle, date de la dernière visite chez l'ophtalmologiste, souffrance d'arthrose ou de vertiges, traitements médicamenteux, antécédents chirurgicaux, contexte de vie, présence éventuelle d'une aide ménagère, usage d'aide de marche, existence de chutes au cours des 12 derniers mois, circonstances et conséquences éventuelles.

Les tests utilisés étaient le *Timed Up & Go test* (TUG) tel que décrit par Podsiadlo et Richardson [1991] et l'appui monopodal (*One leg balance*) sur chacun des membres inférieurs les yeux ouverts. Ils étaient réalisés dans une pièce calme.

Tableau X : description des caractéristiques de la population

	<i>Proportion des sujets (traduite en %)</i>
Correction visuelle	66/95 (69,5%)
[ancienneté de la dernière visite : moyenne en mois \pm écart type]	[24,3 \pm 28,3]
Arthrose (déclarant une)	80/95 (84,2%)
Vertiges (déclarant des)	38/95 (40%)
Aides de marche occasionnelle	7/95 (7,4%)
Chutes durant les 12 derniers mois	25/95 (26,3%)
Personne vivant seule	29/95 (30,1%)

Les séries de tests étaient effectuées dans deux conditions « sans addition de tâche cognitive » et « avec addition d'une tâche cognitive ». La tâche cognitive consistait à compter ou à décompter à haute voix de 2 en 2, de 3 en 3 ou de 5 en 5. La passation des six tests se déroulait dans un ordre aléatoire. Chaque série comprenait trois essais. Pour chacun des tests, la meilleure performance et la performance moyenne étaient retenues.

Le traitement statistique a été réalisé en ITT (*intent to treat* ou intention de traiter) sous logiciel R 1.7.1. Les variables quantitatives étaient décrites grâce à leurs effectifs, leur moyenne et leur écart type. Le TUG était considéré comme une variable semi-quantitative. Les comparaisons de moyenne ont donc été réalisées à l'aide de tests non-paramétriques (Wilcoxon pour les groupes appariés). Les hypothèses alternatives étaient formulées en bilatéral, le seuil alpha étant fixé à 0,05 ; sous l'hypothèse nulle, le calcul de la puissance était réalisé avec une différence minimale cliniquement intéressante fixée à 5 secondes. La corrélation était étudiée à l'aide du coefficient de rang de Spearman. La modélisation a été réalisée à partir d'une régression logistique.

Résultats et discussion

Les performances avec et sans charge cognitive sont résumées dans le tableau X. Pour le *Timed Up & Go test* (figure 4), les **meilleures performances** étaient en moyenne respectivement de 13,59 sec \pm 4,93 « avec charge cognitive » contre 11,93 sec \pm 4,66 « sans

charge cognitive » ($p < 0,001$). Les **performances moyennes** étaient respectivement de 14,97 sec $\pm 5,41$ contre 12,77 sec $\pm 5,1$ ($p < 0,001$).

Tableau XI : Performances comparées (moyenne \pm écart-type) en sec (meilleure performance ou moyenne des trois essais), en situation sans charge cognitive additionnelle et en situation avec charge cognitive additionnelle pour le *Timed « Up & Go »* test et pour l'appui monopodal.

	<i>Timed Up & Go test</i>		<i>Appui unipodal</i>	
	<i>Performance moyenne</i>	<i>Meilleure performance</i>	<i>Performance moyenne</i>	<i>Meilleure performance</i>
Sans charge cognitive	12,77 \pm 5,10	11,93 \pm 4,66	20,81 \pm 17,61	32,08 \pm 21,82
Avec charge cognitive	14,97 \pm 5,41	13,59 \pm 4,93	19,91 \pm 16,87	28,09 \pm 20,72
Valeur de p	0,001	0,001	0,43	0,001

Il existait une forte corrélation entre les performances « avec charge cognitive » et celles « sans charge » pour les performances moyennes $\rho = 0,80$ ($p < 0,001$) et pour les meilleures performances $\rho = 0,84$ ($p < 0,001$).

Pour le test en appui monopodal (figure 5), il n'y avait pas de différence significative entre les performances des deux membres inférieurs. Par la suite, celles-ci ont donc été moyennées. Les **meilleures performances** étaient en moyenne de 28,09 sec. $\pm 20,72$ « avec charge cognitive » contre 32,08 sec $\pm 21,82$ « sans charge cognitive » ($p < 0,01$). Les **performances moyennes** étaient respectivement de 19,91 sec $\pm 16,87$ contre 20,81 sec $\pm 17,61$ ($p = 0,42$; puissance = 0,43 avec différence minimale cliniquement pertinente fixée à 5 sec.).

Il existait une forte corrélation entre les performances « avec charge cognitive » et celles « sans charge cognitive » pour les performances moyennes $\rho = 0,88$ ($p < 0,001$) et pour les meilleures performances $\rho = 0,83$ ($p < 0,001$).

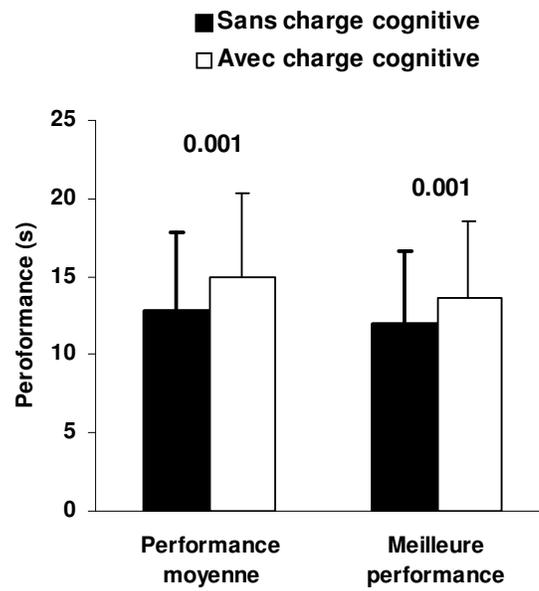


Figure 4: Performances comparées au *Timed Up & Go test* avec et sans charge cognitive additionnelle

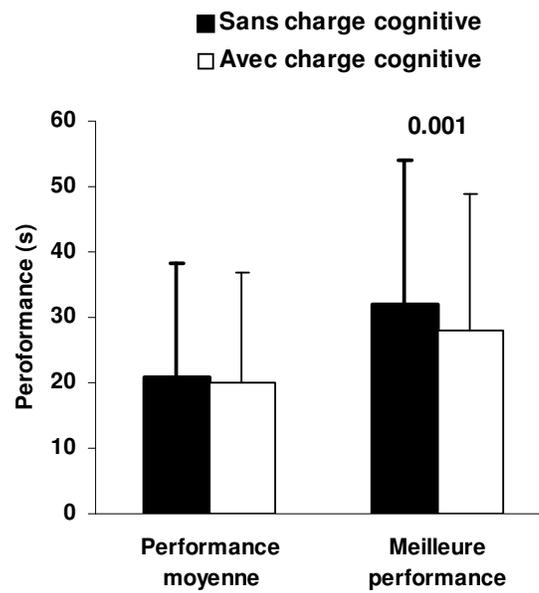


Figure 5 : Performances comparées à l'appui monopodal avec et sans charge cognitive additionnelle

Facteurs concomitants au risque de chute

Les performances des sujets chuteurs et des sujets non chuteurs ne sont pas significativement différentes pour aucun des tests avec ou sans charge cognitive (tableau III).

Une modélisation par régression logistique incluant l'ensemble des caractéristiques des sujets a été effectuée chez 84 sujets. Seul, le fait de vivre seul apparaissait lié au risque de chute avec *Odds-Ratio* de 3,42 ($p < 0,01$) ; IC95% [2,23 – 4,62]. Les performances au TUG et l'appui monopodal et les différentes caractéristiques des sujets n'apparaissent pas être des facteurs associés significatifs.

Ces résultats sont en cohérence avec la littérature qui avait déjà montré que chez des sujets performants certaines tâches posturales n'étaient pas altérées en situation de double tâche, voire pouvaient même être améliorées [Andersson *et al.*, 2002 ; Canal et Pozzo, 1987 ; Hunter et Hoffman, 2001 ; Larue, 1993 ; Maylor *et al.*, 2001 ; Maylor et Wing, 1996 ; Melzer *et al.*, 2001 ; Vuillerme *et al.*, 2000 ; Weeks *et al.*, 2003]. À l'inverse, la tâche de locomotion, identifiée comme sensible à la situation de double tâche [Bloem *et al.*, 2001 ; Bowen *et al.*, 2001 ; Shumway-Cook *et al.*, 2000], est effectivement significativement affectée. Il apparaît cliniquement, que la réalisation de la tâche de comptage a perturbé le rythme du pas, même chez ces sujets n'ayant pas de perturbations fonctionnelles majeures. Ce phénomène est d'ailleurs à la base du test « *Stops walking when talking* » (SWWT) [Lunding-Olsson *et al.*, 1997].

Il n'a pas été retrouvé de différence de performance entre les sujets chuteurs et non-chuteurs. Ces résultats vont à l'encontre de l'étude de Shumway-Cook *et al.* [2000], qui avaient trouvé une valeur discriminante du test à 14 secondes. L'homogénéité relative de performance de notre échantillon pourrait expliquer ces résultats. Par contre, contrairement à plusieurs études antérieures [Shumway-Cook *et al.*, 2000, Podsiadlo D, Richardson, 1991], la capacité discriminative du TUG à détecter les sujets chuteurs dans notre échantillon n'a pas

été retrouvée ni sans, ni avec addition de charge cognitive. Dans une étude récente, Boulgarides *et al.* [2003] n'avaient pas non plus trouvé de valeur discriminative au TUG. La spécificité de la population étudiée pourrait en partie expliquer ces résultats.

La pertinence de la tâche cognitive pourrait être mise en question. Mais cette tâche de comptage à rebours simple a déjà été utilisée par divers auteurs [Brown *et al.*, 1999 ; Rankin *et al.*, 2000].

Nos résultats vont dans le sens des constats réalisés antérieurement par Shumway-Cook *et al.* [2000] sur un test TUG, et Condron et Hill [2002] sur une épreuve sur plate-forme de force qui n'ont pas trouvé de pouvoir discriminatif accru des tests en situation de double tâche. En revanche, ils contredisent le constat inverse fait par Verghese *et al.* [2002] lors d'une épreuve de marche.

Les critères de sélection de la population incluent exclusivement des sujets vivant de manière autonome à domicile et les niveaux de performance retrouvés sont des facteurs explicatifs. L'étude des caractéristiques et des performances de notre échantillon nous permet d'appréhender la fréquence de cinq des onze facteurs majeurs de risque de chute identifiés [American Geriatrics Society, British Geriatrics Society & American Academy Orthopedics Surgeons, 2001]. Il s'agit, par importance décroissante de l'historique de chute, des déficits à la marche et d'équilibre, de l'utilisation de moyens d'assistance, de l'existence d'un déficit visuel ou d'arthrose et de l'âge. Il apparaît que la fréquence observée de l'arthrose (84 %) est supérieure aux taux habituellement décrits dans la littérature : voisine de 33 % (tous genres confondus) et atteignant 42 % chez les femmes [Rochon, 2002 ; Sermet, 1998]. En fait, apparaît ici un biais de sélection, puisque tous les sujets bénéficient déjà d'un régime complet de protection sociale santé. De plus, les femmes de l'échantillon ont été recrutées sur la base du volontariat au sein d'une population déjà suivie dans le cadre d'un programme de prévention des conséquences de l'ostéoporose.

A l'inverse, concernant l'historique de chute, dans les 12 mois précédents, la fréquence observée des chutes (26,3 %) est en accord avec les travaux d'épidémiologie qui établissent une incidence annuelle des chutes comprise entre 30 et 40 %, chez les plus de 65 ans. Ces résultats sont corroborés par les performances lors de l'appui monopodal.

En effet, pour l'appui monopodal, les performances obtenues par la population étudiée sont meilleures que celles de deux études antérieures. Parmi les sujets testés, 88 sujets sur 95 (soit 93 %) ont pu tenir 5 secondes les yeux ouverts sur un pied. Vellas *et al.* [1997] avaient pour leur part seulement 58,4 % des sujets dans ce cas. De même, dans notre étude, la performance moyenne était d'environ 21 sec en appui monopodal soit une performance supérieure aux 14,2 sec annoncées par Bohannon *et al.* [1984] chez les sujets de 70 à 79 ans. Les chiffres très légèrement en-deçà des données de littérature s'expliquent par un recrutement exclusif de sujets âgés autonomes.

En revanche, le temps moyen pour réaliser le *Timed Up & Go test* était d'environ 13 sec sans tâche et 15 sec avec tâche cognitive additionnelle. Ces résultats sont comparables à ceux de Shumway-Cook *et al.* [2000] pour qui les performances étaient comprises entre 8,4 sec sans tâche cognitive et 9,7 sec avec tâche cognitive pour les non-chuteurs et respectivement 22,2 sec et 27,2 sec pour les sujets chuteurs.

Des tests cliniques simples mettent eux aussi en évidence le déficit d'équilibre statique et dynamique lié à l'addition d'une charge cognitive chez les sujets âgés. Il apparaît également plus pertinent de retenir la meilleure performance des trois essais plutôt que la performance moyenne, car la meilleure performance est plus discriminante (pour l'équilibre monopodal). Ce constat peut s'expliquer par l'augmentation de la variabilité de performance chez les sujets âgés.

Dans notre protocole d'évaluation, les erreurs aux tâches cognitives n'étaient pas notées. Ceci nous permet d'apprécier la réussite à cette tâche. Il serait intéressant de connaître

la priorité faite par les patients entre tâche cognitive et tâche d'équilibre. Chez les sujets jeunes, Bloem *et al.* [2001] ont constaté une priorité donnée à la tâche de posture. Chez les sujets âgés déficients, la même affirmation n'a pas pu être établie. Dans notre étude portant sur des sujets âgés sains et autonomes, cet aspect mériterait d'être étudié.

Parmi les facteurs pouvant influencer sur le niveau de performance d'équilibre, la qualité de la correction visuelle est en question. Dans notre population bénéficiant d'un régime de couverture maladie avantageux, la distance des consultations semble raisonnable (à peine plus de deux ans), mais cache des différences importantes (écart-type de près de deux ans). Rappelons que Anand *et al.* [2003] ont démontré les effets néfastes d'un manque de correction visuelle sur les performances d'équilibre.

En situation de double tâche, les performances à des tests cliniques simples sont altérées même chez des sujets âgés autonomes. La valeur discriminative du TUG et de l'appui monopodal n'a pas été retrouvée dans notre échantillon en situation de simple ou double tâche.

EXPÉRIENCE N°3 : traitement kinésithérapique associé à un entraînement cognitif (évaluation par les performances sur plateforme de force)

Si diverses méthodes de kinésithérapie ont été validées, à notre connaissance, aucun auteur n'a tenté d'évaluer les effets de l'association d'un travail cognitif et d'une prise en charge kinésithérapique. Le but de notre étude était d'évaluer les effets de deux programmes de kinésithérapie sur le contrôle postural de femmes âgées : l'un reprenait les techniques décrites habituellement, l'autre incluait en plus des exercices cognitifs.

Population, matériel et méthode

La population était composée de 32 femmes volontaires âgées de plus de 70 ans vivant de manière autonome à domicile. Après inclusion, elles ont été réparties de manière aléatoire entre deux groupes. Le groupe dit « kinésithérapie simple » servait de témoin. Les femmes de ce groupe suivaient 12 séances de kinésithérapie réparties sur 6 semaines, comprenant des techniques de massage du pied, de mobilisation, d'étirement et de renforcement musculaire des membres inférieurs, de kinésithérapie oculocervicale et des exercices fonctionnels de marche ou d'équilibre statique. Dans le second groupe dit « kinésithérapie cognitive », les femmes suivaient le même programme auquel étaient ajoutés, lors des exercices fonctionnels, des exercices cognitifs à type de récitation de poèmes, d'énonciation de séries de chiffres, de remémoration d'événements.

Tous les sujets étaient soumis à une série de tests d'équilibre statique sur plateforme de force avant et après le programme de kinésithérapie. Pour cela, les sujets ont été testés sur plateforme AMTI™ (*cf. caractéristiques de l'expérience 1*).

La tâche consistait à se tenir debout le plus immobile possible, pieds nus, les bras le long du corps, en regardant devant soi pendant 25 secondes. Pendant le test, la vision était supprimée par la fermeture des yeux après 15 secondes. Les déplacements du centre de pression étaient enregistrés. Six enregistrements de 25 secondes ont été réalisés dans chaque condition.

Résultats et discussion

Contrôle postural en présence de la vision

Une analyse préliminaire des performances avant traitement kinésithérapique a montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes (kinésithérapie simple vs. kinésithérapie cognitive), ni pour l'amplitude, ni pour la vitesse moyenne, ni pour la variance de déplacement du CP.

Une analyse de variance (ANOVA) a permis de rechercher les effets « groupe » (kinésithérapie simple vs. kinésithérapie cognitive), les effets « session » (avant vs. après) et les effets croisés (groupe x session). Pour l'amplitude du CP, il a été retrouvé un effet session ($p < 0,05$) et un effet groupe x session ($p < 0,01$). Le même constat a été fait pour la vitesse du CP ($p < 0,05$). L'analyse de la variance du CP a mis en évidence un effet session ($p < 0,05$), mais pas d'effet groupe x session ($p < 0,05$).

Contrôle postural après suppression de la vision

Une analyse préliminaire des performances avant traitement kinésithérapique a montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes (kinésithérapie simple vs. kinésithérapie cognitive), ni pour l'amplitude, ni pour la vitesse moyenne, ni pour la variance de déplacement du CP.

Une analyse de variance (ANOVA) a permis de rechercher les effets « groupe » (kinésithérapie simple vs. kinésithérapie cognitive), les effets « session » (avant vs. après) et

les effets croisés (groupe x session). Pour l'amplitude du CP, il a été retrouvé un effet groupe x session ($p < 0,05$). Pour la vitesse du CP, il a été constaté un effet session ($p < 0,01$) et un effet groupe x session ($p < 0,05$). L'analyse de la variance du CP a mis en évidence un effet session ($p < 0,05$), mais pas d'effet groupe x session ($p < 0,06$).

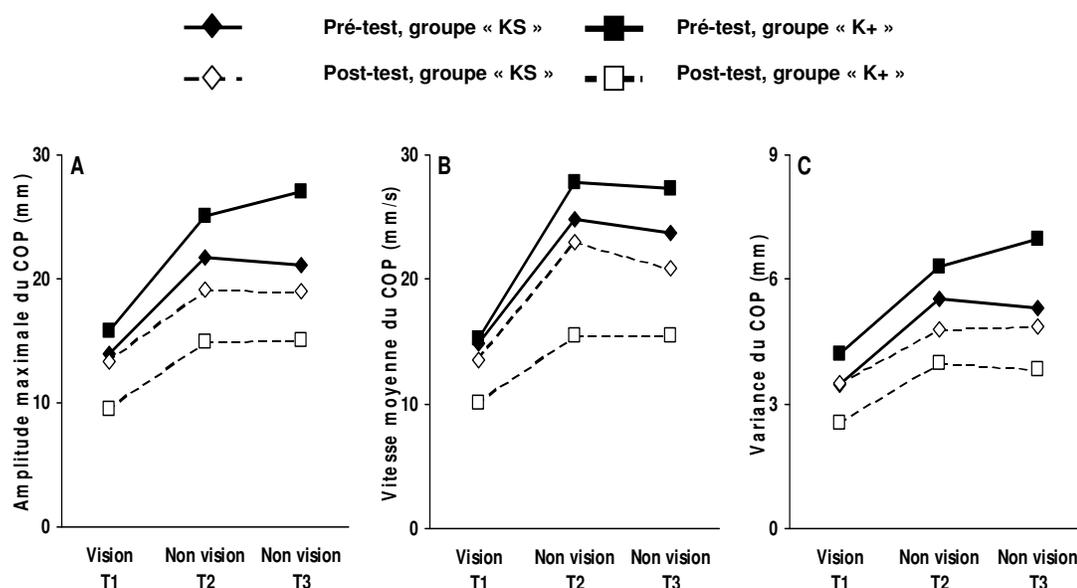


Figure 6: valeurs (en mm) de l'amplitude, de la vitesse et de la variance des déplacements du centre de pression (COP) selon les groupes kinésithérapie simple ou avec addition de charge cognitive avant (Pré-test) et après (post-test) la série de séances de kinésithérapie.

En résumé, tous les sujets ont amélioré leur contrôle postural en condition de vision et en condition de non-vision après les 12 séances de kinésithérapie (figure 6). Cette amélioration est plus importante chez les sujets du groupe « kinésithérapie cognitive » par rapport aux sujets du groupe « kinésithérapie simple ».

Ces résultats montrent qu'un entraînement kinésithérapique associant simultanément des tâches cognitives aux tâches physiques a un effet plus important sur l'amélioration du contrôle de la posture. La mise en évidence de l'effet positif ne peut se faire qu'en situation discriminante, c'est-à-dire quelques secondes après la fermeture des yeux. Il peut être supposé que le travail cognitif qui mobilise, par définition les activités corticales, facilite la réactivation de circuits sous-corticaux, négligés chez le sujet âgé [Strubel *et al.*, 1999], de

contrôle de l'équilibre. Les résultats apportent des arguments pour combiner, de manière systématique, des exercices cognitifs aux exercices fonctionnels tels la marche ou les équilibres simples, notamment chez les sujets âgés.

Des études ultérieures seraient nécessaires pour connaître les effets, à moyen et long terme, de la kinésithérapie associée à des tâches cognitives et de connaître la traduction fonctionnelle des progrès enregistrés ici. Il serait également pertinent de rechercher les modifications de performance en situation de tâches multiples après ce type d'entraînement, chez des sujets âgés.

EXPÉRIENCE N°4 : traitement kinésithérapique associé à un entraînement cognitif (évaluation par les performances cliniques)

Le but de cette étude était d'évaluer l'effet de l'addition de charges cognitives au décours d'exercices de kinésithérapie sur les performances d'équilibre évaluées par deux tests cliniques.

Population, matériel et méthode

Soixante-huit femmes, atteintes d'ostéoporose, âgées de plus de 70 ans (moyenne 73,5 ans \pm 1,6) ont été incluses. Après tirage au sort, deux groupes ont été constitués. Trente et une femmes ont bénéficié d'une kinésithérapie de prévention de la chute, basée sur des exercices fonctionnels d'équilibre, d'adresse et de locomotion (groupe témoin KS). Trente sept femmes ont bénéficié du même programme de kinésithérapie, intégrant en plus des exercices cognitifs réalisés simultanément (groupe K+). Les premières constituaient le groupe témoin. Les performances au *Timed Up & Go test* et à l'appui monopodal ont été mesurées avant (E1), après douze séances de kinésithérapie (E2), puis trois mois après les séances (E3).

Résultats et discussion

Globalement, les performances aux tests cliniques ont été significativement améliorées à E2 (Tableau XI). Cette amélioration était encore observée à E3. Si les gains de performance à l'appui monopodal étaient supérieurs pour le groupe K+, cette différence n'était pas statistiquement significative. En revanche, les performances au *Timed Up & Go test* ont été améliorées de manière moins importante à E3 pour le groupe K+ ($p < 0,05$) (Figures 7-9).

S'il n'a pas été observé de différence statistiquement significative pour les performances à tous les tests entre les groupes K+ et KS, il apparaît que les performances d'équilibre simple (appui monopodal) étaient plus améliorées dans le groupe K+, alors que les performances d'équilibre en situation complexe (TUG) l'était moins. De plus, on observait une amélioration significative des performances après les programme de kinésithérapie, quelle que soit le type de traitement employé. L'amélioration des performances était cliniquement intéressante et stable dans le temps (tableau XII).

Les progrès enregistrés par l'ensemble des sujets à l'appui monopodal sont cliniquement intéressants. Ils permettent d'envisager de faire sortir, un grand nombre de sujets de la « zone à risque » définie par Vellas [1997] et caractérisée par une performance inférieure à 5 secondes à l'appui monopodal. Notons également que ces performances continuent de s'améliorer pendant les trois mois qui suivent la fin des séances de kinésithérapie. Si le gain moyen au TUG était initialement d'un intérêt clinique limité, il devient intéressant secondairement (voisin de 2 à 3 secondes) confirmant la difficulté à améliorer des performances de marche [Harada *et al.*, 1995]. Dans cette dernière étude, en effet, l'amélioration des performances de marche nécessite une prise en charge régulière et prolongée dans le temps.

Tableaux XII: Performances à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition sans addition de charge cognitive (SC) ou avec addition de charge cognitive (AC) aux évaluations E1 (avant la kinésithérapie), E2 (après la kinésithérapie) et E3 (3 mois après la kinésithérapie - rétention).

Appui monopodal		E1 à E2 (55 femmes)		Valeur de p	E2 à E3 (38 femmes)		Valeur de p	E1 à E3 (39 femmes)		Valeur de p
<i>Sans</i>	Moyenne	20,44	25,65	*	28,39	30,87	ns	23,58	31,62	***
<i>Charge cognitive</i>	<i>Ecart-type</i>	17,47	18,39		18,76	18,41		19,06	18,74	
<i>Avec</i>	Moyenne	20,45	23,14	*	26,62	28,80	ns	23,28	29,27	***
<i>Charge cognitive</i>	<i>Ecart-type</i>	16,60	16,51		17,05	16,93		17,82	16,96	
Timed « Up & Go » test		E1 à E2 (55 femmes)		Valeur de p	E2 à E3 (38 femmes)		Valeur de p	E1 à E3 (39 femmes)		Valeur de p
<i>Sans</i>	Moyenne	12,88	12,04	**	12,05	10,03	***	12,86	9,97	***
<i>Charge cognitive</i>	<i>Ecart-type</i>	5,69	5,66		6,47	2,48		6,40	2,47	
<i>Avec</i>	Moyenne	15,23	13,79	***	13,71	10,56	***	14,98	10,54	***
<i>Charge cognitive</i>	<i>Ecart-type</i>	6,12	5,80		6,53	2,45		6,53	2,43	

ns différence non significative, * p≤0,05, **p<0,01, ***p<0,001

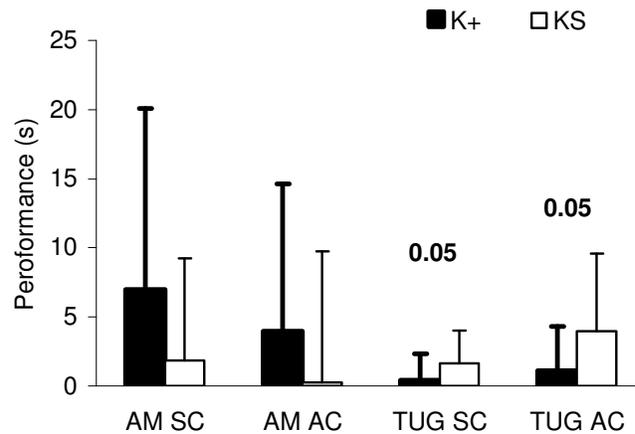


Figure 7: Évolution comparée des performances entre l'évaluation initiale (E1) et l'évaluation « après » les séances de kinésithérapie (E2), à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition avec (AC) ou sans l'addition d'une charge cognitive (SC) dans le groupe kinésithérapie cognitive (K+) et le groupe kinésithérapie simple (KS).

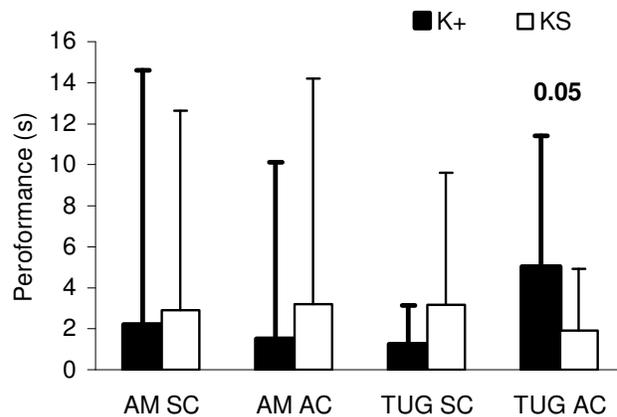


Figure 8: Évolution comparée des performances entre l'évaluation « après » les séances de kinésithérapie (E2) et l'évaluation à distance (E3), à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition avec (AC) ou sans l'addition d'une charge cognitive (SC) dans le groupe kinésithérapie cognitive (K+) et le groupe kinésithérapie simple (KS).

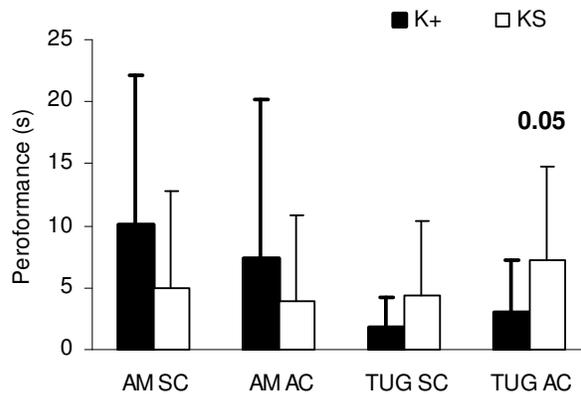


Figure 9: Évolution comparée des performances entre l'évaluation initiale (E1) et l'évaluation à distance des séances de kinésithérapie (E3), à l'appui monopodal (AM) et au *Timed Up & Go test* (TUG) en condition avec (AC) ou sans l'addition d'une charge cognitive (SC) dans le groupe kinésithérapie cognitive (K+) et le groupe kinésithérapie simple (KS).

Ces résultats concordent avec ceux de Wolf *et al.* [1997]. Ces auteurs notent, un mois après l'arrêt d'un entraînement à l'équilibre, une poursuite de l'amélioration des performances. Deux facteurs peuvent avoir contribué à cette poursuite d'amélioration : l'observance de la prescription d'exercices d'autoentretien par les kinésithérapeutes et la redynamisation des sujets. En effet, nombre d'entre eux déclaraient avoir repris confiance (diminution de la peur de tomber), plus enclins, de ce fait, à accroître leurs activités physiques quotidiennes (marche pour faire leurs courses, marche de loisirs, jardinage). Les progrès enregistrés dans notre étude sont fonctionnellement intéressants, mais ne préjugent en rien de l'influence sur le risque de chutes et la gravité de ces dernières. La conservation de l'amélioration est inconnue à plus long terme.

S'il existe une amélioration moyenne supérieure, de E1 à E2 et de E1 à E3, dans le groupe K+ pour l'appui monopodal, celle-ci n'est pas toutefois statistiquement significative. La forte variabilité des performances, souvent décrite chez les sujets âgés, également retrouvée dans notre étude (tableau XII), pourrait en être un facteur explicatif. En revanche, pour les performances au TUG, il a été observé une différence statistiquement significative

entre les deux groupes au profit du groupe KS de E1 à E2 et de E1 à E3. Deux interprétations sont possibles. Selon une première possibilité, la moindre performance à E1 des femmes du groupe KS (statistiquement significative au TUG) pourrait leur avoir offert une marge de progression plus importante. L'amélioration plus importante constatée pour ce groupe ne traduirait que l'effet plus important de l'entraînement chez des sujets moins performants. Cependant, la meilleure progression à l'appui monopodal des sujets du groupe K+ (même si elle n'est pas statistiquement significative), alors que leur performance à E1 était supérieure nous fait émettre un doute.

Selon une seconde possibilité, l'addition d'une charge cognitive pourrait être favorable lors de l'entraînement à des tâches simples comme l'appui monopodal mais pourrait être néfaste (en terme de rapidité de progression) lors de l'entraînement à des tâches complexes comme la locomotion. Cette hypothèse est étayée par le double constat : comparativement au groupe KS, le groupe K+ a progressé au TUG respectivement de manière moins importante, entre E1 et E2 (*i.e.* pendant l'entraînement avec addition de charge cognitive plus importante) et de manière plus importante, entre E2 et E3 (*i.e.* dès l'arrêt des séances spécifiques avec addition de charge cognitive). Mais il est, à ce stade, difficile de porter une conclusion et des études complémentaires sont à réaliser.

En conclusion, les résultats de la présente étude montrent, la possibilité d'intégrer des exercices cognitifs au décours des séances de kinésithérapie. Des études complémentaires sont à envisager pour confirmer l'effet bénéfique de cette association. Ces études devraient, d'une part, utiliser des différents tests cliniques et, d'autre part, analyser plus directement les modalités de régulation de la posture à partir de tâches exécutées sur une plate-forme de force, ceci pour appréhender plus précisément le contrôle postural fin.

Conclusion de la Partie I

Le coût humain, social et économique des chutes de la personne âgée justifie l'intérêt qui est porté à sa prévention. La chute survient dans un contexte de déclin des capacités fonctionnelles des sujets et notamment des capacités de locomotion et de maintien postural. La prise en charge médicale et kinésithérapique se fonde sur un examen intégrant une évaluation des fonctions d'équilibre et de posture. Nous avons confirmé (expérience 1) l'intérêt d'utiliser conjointement des tests cliniques et des tests sur plate-forme de force. Les performances de locomotion et de posture sont chez les sujets âgés, altérées par l'addition d'une charge cognitive réalisée de manière concomitante. L'évaluation des effets d'un exercice de calcul lors de la réalisation de tests cliniques corrobore les expériences de la littérature (expérience 2). Les programmes de réhabilitation ou de kinésithérapie peuvent améliorer des facteurs incriminés comme à risque dans la chute, voire peuvent réduire le nombre de chutes. Pour notre part, nous avons montré que l'association d'exercices kinésithérapiques et d'un entraînement cognitif apporte un effet favorable sur la réalisation de tâches posturales statiques. Cependant, leur capacité à réduire les lésions par chute est inconnue. La littérature montre qu'une prise en charge éducative visant à faire réaliser un autoentretien par les sujets âgés présente un intérêt en termes de prévention.

Les mécanismes physiologiques qui concourent à ces améliorations restent, à ce stade de notre travail, incertains. Nous nous proposons donc, dans une seconde partie, de faire le point sur les mécanismes physiologiques et physiopathologiques du vieillissement des systèmes neurosensoriels et neuromoteurs qui contribuent au contrôle de l'équilibre.

PARTIE II

À partir du programme de kinésithérapie, dont les effets ont été évalués dans la partie expérimentale A (expériences 3 & 4), nous avons extrait quatre techniques ou ensembles de techniques. Il s'agit, dans les termes employés en jargon, des techniques à visée cervicales, des techniques d'assouplissement et de stimulation de l'ensemble cheville-pied, des techniques d'amélioration de l'extensibilité musculaire des membres inférieurs et des techniques de prise de conscience corporelle. Ces techniques ont pour qualité de répondre à des déficits supposés ou prouvés. Elles ont également pour caractéristique de pouvoir être utilisées, pour certaines uniquement, à l'occasion d'une prise en charge kinésithérapique et pour d'autres, à la fois lors de ces séances, mais également de manière autonome en autoentraînement. Ces techniques sont employées, au quotidien, de manière très intuitive par les kinésithérapeutes pratiquant auprès des sujets âgées. Pourtant, contrairement aux autres techniques employées dans notre programme (renforcement musculaire, entraînement de l'équilibre, travail de l'agilité et exercice fonctionnel), elles n'ont pas fait (à notre connaissance) l'objet d'une validation, dans une littérature professionnelle internationale dominée par les pays anglo-saxons.

Nous nous proposons de faire, dans un premier temps, un état des lieux du vieillissement du système sensoriel (chapitre VIII), puis secondairement (partie expérimentale B) de mettre à l'épreuve ces techniques.

Chapitre VII : Vieillissement du système de contrôle de la posture et du mouvement

Afin de mieux comprendre les effets des programmes de kinésithérapie, nous nous proposons de faire le point sur les détériorations du système de contrôle de la posture et du mouvement. Après avoir défini le contrôle postural, nous étudierons le vieillissement du système sensoriel puis du système effecteur.

VII.1- Généralités sur le contrôle postural

La posture correspond à l'attitude corporelle adoptée par un sujet à un moment donné. *« Elle est le reflet d'un programme moteur, c'est-à-dire d'un ensemble d'instructions adressées par le système nerveux à la presque totalité des 500 muscles de l'organisme humain, en vue d'obtenir la géométrie corporelle désirée »* [Bessou et al., 1998]. Une composante de lutte antigravitaire et de maintien de l'équilibre est incluse à tout programme moteur. *« Les caractéristiques de cette composante fondamentale varient selon que le sujet laisse dans la même position (orthostatisme) ou déplace (locomotion) sa zone d'appui au sol »* [Bessou et al., 1998].

Il existe un processus d'intégration nerveuse permettant à partir des informations sensorielles de fournir les instructions motrices adaptées. L'équilibration joue un rôle fondamental dans la fonction posturale. Les troubles de l'équilibre traduisent, chez les sujets âgés, des insuffisances diverses comme mémoriser et prévoir des changements actifs ou passifs de posture, évaluer et sélectionner les indices sensoriels environnementaux, programmer des réponses adaptatives motrices [Bessou et al., 1998].

Le déclin des capacités fonctionnelles de posture et de locomotion des sujets âgés occasionne une perte de leur indépendance. Les capacités fonctionnelles de locomotion et de mobilité sont déterminées par les capacités sensorielles (vibration, proprioception, vision et

vestibules), des effecteurs (force et mobilité des chevilles, genoux et hanches) et du contrôle nerveux central (temps de réponse à une perturbation) [Duncan *et al.*, 1993]. C'est l'accumulation de déficits variés de ces différents systèmes qui explique le déclin fonctionnel des sujets et non l'apparition d'un déficit isolé. Brach et Van Swearingen [2002] ont identifié, grâce à une analyse factorielle, les quatre domaines qui expliquent 68,2 % de la variance des performances dans les activités de la vie quotidienne. Mettant en regard la vitesse de marche, la longueur du pas et les résultats à une échelle, la « *Gait Abnormality Rating Scale* modifiée » (GARS-M), avec les performances physiques (mobilité de la cheville, force de serrage de la main, test d'effort submaximal), ces auteurs ont démontré que l'activité quotidienne était expliquée par la mobilité et le risque de chute (26,5 %), par la coordination (15 %), par la condition physique (14,7 %) et la souplesse (12 %).

Parmi les six causes de chutes les plus souvent retrouvées (hyperactivité relative, peur de tomber, maladie, consommation médicamenteuse, environnement inapproprié), le vieillissement du système de contrôle de la posture et du mouvement est, par définition, systématique. Il peut, dans certains cas, conduire à un véritable syndrome d'instabilité posturale. Les mécanismes de son vieillissement ne sont pas univoques [Rouanne *et al.*, 1993].

Il existe plusieurs modèles explicatifs du vieillissement. Le premier, le plus communément répandu, assimile l'instabilité posturale du sujet âgé au **vieillessement inévitable dû à la dégénérescence du système sensoriel, neuromusculaire et musculo-squelettique**. Ce vieillissement sensorimoteur est complexe. Il additionne divers phénomènes : une difficulté à gérer simultanément plusieurs afférences sensorielles, une altération des informations sensorielles, une diminution des capacités musculaires et une restriction des mobilités articulaires. L'hétérogénéité des performances de posture et de

mouvement des sujets âgés serait liée aux différences de vieillissement des systèmes selon l'âge, les caractéristiques génétiques ou socioculturelles [Rouanne *et al.*, 1993].

Pour le second modèle, c'est l'**apparition d'une pathologie spécifique** qui accélère la dégénérescence des systèmes sensoriels, neuromusculaires et musculo-squelettiques. Le déclin de la fonction posturale ou de la fonction motrice serait alors un signe précurseur d'une pathologie spécifique [Rouanne *et al.*, 1993].

Le contrôle de l'équilibre est un des aspects particuliers du contrôle postural. Si la posture se définit comme le maintien de tout ou partie du corps dans une position de référence, elle se caractérise selon deux propriétés : l'orientation et la stabilisation. L'équilibre est un des aspects du contrôle postural qui est particulièrement développé chez les humains du fait de la station érigée. L'équilibre est la base d'activités fonctionnelles telles la marche, la course. Le contrôle postural est aujourd'hui considéré comme réalisé par le système central à partir des afférences périphériques.

Deux types de stabilité posturale peuvent être distinguées [Owings *et al.*, 2000], la stabilité en position statique (en fait quasi-statique) ou « *postural steadiness* » et les limites de stabilité posturale ou « *static stability limits* » qui se déclinent en limite de stabilité antéro-postérieure et limite de stabilité latéro-latérale [Viel *et al.*, 2001].

Le vieillissement physiologique (et éventuellement les effets de pathologies) peut concerner chacune des structures centrales et périphériques assurant réception d'information, transmission ou exécution de réponses motrices. Ces différents aspects sont analysés plus en détail dans les pages suivantes.

VII.2 – Vieillessement des structures centrales

Le vieillissement du système central se traduit notamment par une détérioration du fonctionnement automatisé de la marche (régie par la zone sous-corticale). Cela impose une participation des zones corticales. Ce phénomène explique pourquoi les personnes âgées tendent à s'arrêter de marcher quand elles parlent. Notons que cet élément constitue un indicateur de facteur de risque de chute. De manière plus générale, comme nous l'avons précisé au chapitre V, les sujets âgés ont plus de difficulté à gérer simultanément plusieurs tâches ou à gérer des changements sensoriels.

VII.3 – Vieillessement des structures périphériques

Les informations sensorielles périphériques constituent le système sensoriel le plus important dans le maintien de la posture [Lord *et al.*, 1991b]. La proprioception des membres inférieurs diminue avec l'âge et est significativement plus faible chez les sujets chuteurs [Lord *et al.*, 1991c]. Il est noté que la sensibilité vibratoire [Lord *et al.*, 1996] et la sensibilité tactile [Lord *et al.*, 1994a] sont plus faibles chez les sujets âgés, et plus particulièrement parmi eux, chez les sujets chuteurs. Des pathologies associées comme le diabète aggravent le déficit sensoriel des sujets âgés [Lord *et al.*, 1993b].

VII.3.1 - Les afférences cutanées plantaires

Les afférences cutanées, et notamment extéroceptives plantaires, sont issues de récepteurs divers. On peut distinguer d'une part, les mécanorécepteurs, sensibles à la pression et aux vibrations et, d'autre part, les nocicepteurs. Les premiers ont un seuil d'activation bas et un mode d'adaptation variable (phasique ou tonique). Différents types de fibres nerveuses assurent la conduction de l'information. Des fibres de type rapides conduisent les

informations provenant des mécanorécepteurs. Des fibres de petit calibre conduisent les informations issues des nocicepteurs.

Parmi les informations sensorielles, les afférences extéroceptives en provenance de la sole plantaire apportent une contribution fondamentale au contrôle de l'équilibre en station debout [Perry *et al.*, 2000]. Ceci s'explique par l'importance des informations provenant de la sole plantaire, notamment dans la capacité kinesthésique en valgus-varus de la cheville [André-Deshays et Revel, 1988]. En effet, il a été mis en évidence qu'une anesthésie détériore de manière très importante le contrôle de celle-ci dans le plan frontal. Les mécanorécepteurs, très nombreux au niveau plantaire, sont organisés selon 4 territoires sensitifs (figure 1) correspondant à l'innervation sensitive [Belhassen et Pelissier, 1999].

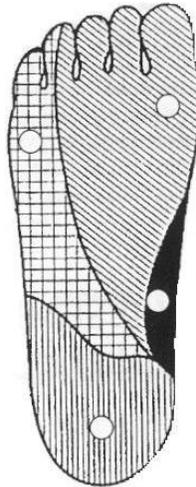


Figure 10: Innervation sensitive de la sole plantaire et points de stimulation (cercles blancs) selon Belhassen et Pelissier [1999]. i. plantaire interne (zone hachurée) : tête du premier métatarsien ; ii. Plantaire externe (zone quadrillée) : tête du cinquième métatarsien ; iii. Saphène interne (zone sombre) : sommet de l'arche interne ; iv. Calcanéen (zone rayée verticale) : centre du talon

Kavounoudias *et al.* [1999ab] ont démontré le rôle de la sensibilité tactile plantaire dans le contrôle postural. Situé à l'interface homme-support, les afférences plantaires participent, avec les muscles de la cheville, à la régulation de la posture. La stimulation vibratoire élective de certaines zones du pied produit des réponses posturales orientées.

Interprétée comme le signal d'une accentuation de la pression de la zone stimulée, la réponse posturale est un déplacement du corps du côté opposé.

Le défaut d'afférence plantaire contraint le sujet à compenser par l'utilisation des autres afférences, visuelles notamment. Ce constat, d'abord réalisé chez des sujets présentant des neuropathies diabétiques, montrait la nécessité pour ces sujets d'accroître leur attention pour réaliser une tâche de locomotion [Courtemanche *et al.*, 1996].

Perry *et al.* [2000] ont également démontré que chez des sujets anesthésiés, les réactions posturales à des déséquilibres étaient perturbées. Pour ce faire, après avoir anesthésié la sole plantaire par un glaçage du pied, ils en ont vérifié, dans un premier temps, la réalité par un test des mono filaments de Von Frey et ont mis en évidence une diminution de la sensibilité tactile de 30 % (épreuve de discrimination entre deux points et perception des touchers), aussi bien au niveau du talon que du cinquième métatarsien. Le seuil de perception vibratoire au talon et au cinquième métatarsien était accru, mais uniquement à certaines fréquences. Dans un second temps, ils ont étudié les réactions posturales (stratégies du pas) en réponse à des déséquilibres provoqués. Ils ont noté des stratégies du pas (ou « *stepping* ») perturbées. Les auteurs posent l'hypothèse que la diminution de la sensibilité plantaire chez les sujets âgés pourrait expliquer en partie les déficits posturaux généralement observés. Reprenant la même méthodologie, Perry *et al.* [2001] montrent que les sujets anesthésiés de la sole plantaire décrivent, lors de la marche, des modifications de la longueur de certains pas et de la force d'appui et, lors de l'arrêt, des modifications du placement des pieds. Les auteurs estiment que les afférences plantaires procurent une source d'anticipation des déplacements du centre de gravité durant la phase oscillante du pas permettant une régulation du placement du pied au sol.

Autre illustration de l'importance des afférences plantaires, Menz *et al.* [2004] ont comparé des sujets âgés présentant une neuropathie diabétique avec des sujets du même âge

sains. Les sujets du groupe diabétique présentaient une diminution de la vitesse de marche, de la cadence, de la longueur du pas et des schèmes d'accélération rythmique de la tête et du bassin, plus particulièrement lorsque la marche était effectuée sur terrain irrégulier. Ce constat a été confirmé et complété par Kwon *et al.* [2003]. Ces auteurs ont également mis en évidence une contraction précoce des muscles stabilisateurs de la cheville lors de la marche et également un relâchement tardif de ces mêmes muscles conduisant à une cocontraction des agonistes et des antagonistes de la cheville et du genou durant la phase d'appui de la marche.

Si la zone antérieure de la plante du pied paraît plus apte à des contrôles fins, la zone talonnière semble caractérisée par une fonction plus grossière d'alarme. Belhassen et Pélissier [1999] ont mis en évidence une corrélation faible entre l'âge et le seuil de discrimination (mesurée au compas de Weber), chez les sujets sains. De la même manière, ces auteurs ont relevé une faible corrélation entre l'âge et le seuil de perception de stimulations vibratoires. Néanmoins, chez les sujets sains de plus de 55 ans, le retentissement de l'âge sur les corpuscules de Pacini (mécanorécepteurs) et sur les disques de Merckel (discrimination de deux pointes statiques) est mis en évidence. Les détériorations sont homogènes sur toute la sole plantaire.

Les effets de ces perturbations de la sensibilité plantaire semblent pouvoir être atténués par l'utilisation d'un système de stimulation mécanique sur le pourtour de la plante du pied [Maki *et al.*, 1999]. Ce système permet de compenser la perte de sensibilité plantaire, sans toutefois pouvoir agir sur l'atteinte plus globale du système sensorimoteur.

Les douleurs de la plante du pied ont également un effet négatif sur les performances d'équilibre. Elles induisent l'apparition d'une posture antalgique accompagnant des anomalies de positionnement du pied au sol [Gagey et Weber, 1999].

VII.3.2 - Le système proprioceptif

Le système proprioceptif peut schématiquement être divisé en deux : d'un côté les afférences d'origine articulaire issues des tissus capsulaires et ligamentaires et de l'autre, les afférences musculaires provenant des tendons, des aponévroses et des corps musculaires.

Les modifications de sensibilité du système proprioceptif sont, avant tout, liées au vieillissement des nerfs périphériques [Thoumie, 1999b]. On parle de « neuropathie sénile », dont l'expression est essentiellement sensitive. Objectivement, il existe, au niveau distal des membres inférieurs, une baisse de la sensibilité tactile (*Cf. Supra*) et une baisse de la sensibilité positionnelle [Strubel et Martin-Hunyadi, 1991]. Il a, en effet, été montré que la sensibilité kinesthésique décroît avec l'âge [Hurley *et al.*, 1998]. Les réflexes ostéotendineux sont également affectés par le vieillissement. Ils sont souvent diminués et même parfois abolis. Ainsi, le réflexe achilléen est absent chez un tiers des sujets de 70 ans.

En réponse au dysfonctionnement du système proprioceptif, avec la perte des afférences périphériques, l'équilibre dynamique et les stratégies posturales se modifient. Dans le plan sagittal, deux stratégies sont habituellement retrouvées : la stratégie de cheville et la stratégie de hanche. Chez les personnes âgées, la stratégie de hanche est plus souvent retrouvée. L'efficacité comparative de la stratégie de hanche et de cheville est en question. Il est également noté, chez les sujets âgés, une prise en charge privilégiée des afférences visuelles et vestibulaires. Il s'agit là d'un mécanisme d'adaptation au vieillissement physiologique [Thoumie, 1999b].

VII.3.3 - Le système vestibulaire

Les afférences vestibulaires proviennent de deux types de récepteurs : les otolithes sensibles à la position de la tête et à son accélération linéaire, les canaux semi-circulaires percevant les rotations de la tête. Le nombre de cellules sensorielles se réduit particulièrement

après 50 ans. Les cellules ciliées sont réduites de 20 % dans la macula et de 40 % dans les crêtes ampullaires au-delà de 70 ans. Il a été montré une diminution parallèle du nombre de fibres nerveuses provenant des vestibules en fonction de l'âge. Ainsi, le nombre de fibres myélinisées chute de 40 %. Il existe également une modification structurelle des cellules ciliées. Par contre, l'exploration fonctionnelle du système vestibulaire, par l'examen calorique et l'examen rotatoire, n'est pas influencée par l'âge [Strubel et Martin-Hunyadi, 1991].

Les asymétries de fonctions vestibulaires peuvent également entraîner un conflit sensoriel propice à la chute. Ainsi une étude transversale portant sur des sujets ayant eu dans les 3 années précédentes une fracture de la hanche a montré une présence significativement plus importante d'un nystagmus à la mobilisation de la tête signant ainsi une asymétrie de fonction des vestibules [Kristinsdottir *et al.*, 2000]. Les déficits vestibulaires, les compensations par le système proprioceptif cervical permettent de le suppléer [Strupp *et al.*, 1999].

VII.3.4 - Le système visuel

Le vieillissement s'accompagne de modifications de la gestion des différentes entrées sensorielles. Parmi les plus habituelles, on retrouve une utilisation accrue de l'entrée visuelle pour pallier au vieillissement de capacités proprioceptives et extéroceptives des membres inférieurs, plus particulièrement chez les sujets chuteurs [Lord et Webster, 1990]. Malheureusement le système visuel est également soumis au processus de vieillissement. D'une manière générale, le sujet âgé sain montre une diminution anatomique du nombre de neurones visuels, une opacification et une augmentation de la rigidité de son cristallin, un accroissement des latences nerveuses et une perte de la vision des contrastes [Belhassen, 1999a ; Lord *et al.*, 1991a, 1999 ; Lord et Dayherd, 2001 ; Maeda *et al.*, 1998]. La cataracte, le glaucome et la dégénérescence maculaire sont les pathologies les plus fréquentes.

La sensibilité au contraste est significativement plus faible chez les sujets multichuteurs [Lord *et al.*, 1991c]. La prescription du port de verres correcteurs, la réalisation d'un traitement chirurgical, ou la mise en place d'un traitement médicamenteux permet, selon les cas, d'améliorer la vision de ces sujets. Lord et Menz [2000] ont mis en évidence l'importance de la perception de la profondeur et la perception stéréoscopique qui paradoxalement peut être réduite par le port de verres correcteurs multifocaux (double ou triple foyer et verres progressifs) [Lord *et al.*, 2002a].

VII.3.5 - Rachis cervical et contrôle de l'équilibre

Le rachis cervical, siège d'un système sensoriel riche, participe aux fonctions de contrôle de la posture. Un certain nombre d'études ont apporté des éléments utiles à la compréhension de l'importance des afférences cervicales, de leur intégration dans le système de contrôle postural et des causes de perturbations sensorielles du rachis cervical.

Les récepteurs sensitifs sont nombreux dans la région cervicale, notamment au sein des muscles ou de leur tendon [Abrahams et Richmond, 1988]. Les muscles cervicaux, le ligament nuchal et les structures capsuloligamentaires des zygapophyses cervicales sont réputés être les sources d'afférences sensorielles multiples. Mc Lain et Pickar [1998] ont établi la présence de terminaisons nerveuses sensibles encapsulées au niveau des facettes articulaires cervicales. Ces terminaisons sont capables de fournir des afférences sensibles proprioceptives et de protection au système nerveux central selon la fonction ou la position articulaire. Si le nombre de ces terminaisons est relativement faible, il est cependant plus important au niveau du rachis cervical qu'au niveau du rachis thoracique et lombaire.

Les cervicalgies sont associées à des perturbations proprioceptives. Revel *et al.* [1991] ont mis en évidence l'altération de la proprioception cervicale chez les sujets cervicalgiques. Ces résultats ont été confirmés depuis, par l'étude de Loudon *et al.* [1997], portant sur des

patients victimes d'un traumatisme cervical type coup du lapin (*whiplash*). Ces différents travaux permettent de poser l'hypothèse que les sujets cervicalgiques sont sujets à une altération des informations proprioceptives d'origine articulaire ou musculaire. La cause pourrait être : soit une lésion anatomique des récepteurs articulaires, causée par un traumatisme initial ou par des lésions dégénératives, soit une altération des récepteurs tendineux et musculaires, liée à des perturbations de la fonction musculaire. L'altération proprioceptive pourrait être à l'origine des troubles posturaux observés chez les sujets souffrant du rachis cervical.

En effet, Lund et Broberg [1983] ont démontré que le contrôle postural intègre à la fois les afférences cervicales, mais également les afférences issues du tronc et des membres inférieurs. Cette notion était déjà évoquée par Longet [cité par Gagey et Weber, 1999] depuis le XIX^e siècle. Ce dernier signalait l'importance de la proprioception cervicale dans la régulation de l'équilibre. Depuis, il a été noté que les traumatismes cervicaux, et plus particulièrement les coups de fouet cervicaux, sont à l'origine de syndromes associant déséquilibre intermittent, cervicalgie, céphalée post-traumatique et hypersensibilité sensorielle. Ces sujets décrivent le plus souvent des algies cervicoscapulaires latéralisées, ainsi que des vertiges survenant lors de mouvements étirant les muscles nucaux scapulaires contracturés [Gagey et Weber, 1999]. Des expériences ont montré que l'origine de ces troubles était proprioceptive, et non pas vestibulaire comme envisagé initialement. Il existe, en effet, parallèlement une plus grande instabilité de la tête chez ces sujets [Michaelson *et al.*, 2003]. Il pourrait s'agir d'un déficit de la coordination musculaire cervicale, occasionnant des couples de force plus importants au niveau de la tête. Les influx nociceptifs en provenance des muscles et des articulations excitent le neurone moteur, ce qui altère les afférences en provenance du fuseau neuromusculaire. La perturbation du neurone moteur pourrait être déclenchée, chez les cervicalgiques d'origine posturale, par le maintien de positions prolongées ou par des exercices répétitifs dans des postures contraignantes et, chez les sujets

victimes d'un coup de fouet cervical, par les afférences en provenance des mécanorécepteurs et nocicepteurs des muscles, des ligaments et des capsules articulaires. Les différences de performances entre les deux types de cervicologie pourraient refléter le degré de perturbation du système.

De leur côté, Kalberg *et al.* [1995] ont mis en évidence, chez les patients présentant des céphalées d'origine cervicale, des lésions dégénératives cervicales ou des lésions des tissus mous post-traumatiques, la déficience de performances posturales sur plate-forme de stabilométrie. À l'issue de ce travail, l'hypothèse d'une augmentation des tensions musculaires via les médiateurs de l'inflammation et les métabolites est évoquée. Koskimies *et al.* [1997] ont constaté que l'activation ou le contrôle des afférences proprioceptives étaient déficients chez les sujets présentant des tensions musculaires cervicales. En situation de perturbation sensorielle, c'est-à-dire pendant et après l'application de vibrations des muscles cervicaux, paravertébraux lombaires et des triceps suraux, les sujets présentant des tensions cervicales avaient des performances posturales altérées. Les tensions musculaires cervicales pourraient irriter aussi bien les récepteurs proprioceptifs que les récepteurs nociceptifs. Le conflit sensoriel, engendré au niveau du système nerveux central entre des informations erronées d'origine proprioceptive et des informations exactes d'origine vestibulaire, pourrait expliquer la perturbation fonctionnelle.

Le traitement des pathologies cervicales est bénéfique pour le contrôle des performances posturales. Ainsi, Persson *et al.* [1996] ont noté, chez des patients présentant une compression radiculaire, une amélioration variable de leur capacité posturale après un traitement chirurgical ou un traitement kinésithérapique (pour ce dernier, l'amélioration n'était pas statistiquement significative). S'il a été noté que l'amélioration des douleurs s'accompagnait d'une amélioration des performances posturales, il n'a pas été trouvé de corrélation entre la douleur et les performances posturales [Persson *et al.*, 1996], confirmant

en cela l'étude de Revel *et al.* [1991]. Ces travaux ont permis de poser l'hypothèse d'une altération proprioceptive causée par les protrusions discales et les ostéophytes paravertébraux. De manière complémentaire, Fattori *et al.*, [2002] ont montré qu'après un traitement par acupuncture, les patients traités améliorent significativement leurs performances posturales. De la même manière, l'injection de toxine botulique chez des sujets présentant une dystonie cervicale idiopathique (DCI) permet d'améliorer leurs performances posturales [Wöber *et al.*, 1999]. Ces résultats pourraient s'expliquer par la réduction des influx proprioceptifs anormaux chez tous ces patients. La réduction de ces influx permettrait une amélioration des performances posturales.

La fatigue musculaire cervicale influe également négativement sur le contrôle de l'équilibre. Dans une étude mesurant les effets de la fatigue des muscles cervicaux sur les performances posturales, Schieppati *et al.* [2003] suggèrent que cette dernière induit des afférences sensibles anormales au système nerveux central (SNC) et retarde la sensation d'instabilité (et les réactions de correction musculaire). Il est à noter que la vision peut compenser les effets de cette fatigue musculaire cervicale.

Plus généralement, la position du rachis cervical influe sur le contrôle de la posture. De plus, il a été démontré que les sujets âgés sont significativement plus instables que des sujets jeunes lors d'une association extension du rachis cervical et occlusion des yeux [Alexander, 1994]. L'altération de l'information sensorielle induite par la position est plus préjudiciable chez les sujets âgés qui n'arrivent pas à compenser par les autres entrées sensorielles. Ainsi, Simoneau *et al.* [1992] ont observé, chez des femmes âgées de 55 à 70 ans, une augmentation des oscillations du centre de pression en position en extension à 45 deg. du rachis cervical (comparativement à la position en rectitude). La position en extension du rachis induirait une perturbation des afférences vestibulaires et des propriocepteurs cervicaux [Norré, 1995].

À l'issue de ce paragraphe, il apparaît que le rachis cervical joue un rôle important dans le contrôle postural, mais que plusieurs points restent mal connus. La position en extension du rachis cervical induit-elle, également chez les sujets masculins une diminution des performances posturales ? Les techniques de massage cervical qui sont réputées améliorer les capacités sensorielles des sujets améliorent-elles les performances de posture ? Nous tenterons de répondre à ces questions dans la partie expérimentale B.

VII.4 - Vieillessement et modifications du système effecteur

Les muscles ont à la fois un rôle sensoriel, comme nous l'avons vu précédemment, mais également un rôle moteur permettant notamment d'assurer le maintien dans une position d'équilibre. Les capacités de ce système musculaire sont l'objet d'une altération liée au vieillissement, mais également liée à l'inactivité relative ou totale concomitante. Des modifications sont observées au niveau de la trophicité, des capacités contractiles et de force, des capacités d'étirement et des performances motrices [Malliopoulos et Thevenon, 1999]. Nous allons passer en revue, dans les pages suivantes ces différents aspects.

VII.4.1 - Le vieillissement du système effecteur musculaire

L'amyotrophie, couramment observée chez les sujets âgés, est due à un déficit d'hormone anabolisante, à l'excès de substances catabolisantes, à la dénutrition et à la sous-utilisation fonctionnelle. Elle s'installe de manière diffuse et progressive [Malliopoulos et Thevenon, 1999]. Cette amyotrophie n'est pas nécessairement synonyme d'une diminution du nombre de cellules musculaires dans les muscles squelettiques. En fait, cela pourrait être la répartition entre les fibres rapides, intermédiaires et lentes qui changerait. Dans cette hypothèse, le nombre de fibres rapides chuterait chez les sujets âgés [Pendergast *et al.*, 1993]. D'autres études, au contraire, penchent plutôt pour la diminution et l'atrophie des fibres musculaires [Thompson, 2002a].

Sarcopénie

Elle est caractérisée par la perte musculaire, la faiblesse musculaire et l'augmentation de la fatigabilité. C'est l'un des premiers signes de la sénescence. Avec l'âge, il existe une inévitable réduction des capacités musculaires. La prévalence de la sarcopénie augmente avec l'âge. La prévalence voisine de 13 à 24 % chez les personnes de moins de 70 ans atteint 50 % chez les plus de 80 ans [Vellas *et al.*, 2000]. Les conséquences sur les possibilités de locomotion, de posture ou les activités quotidiennes sont importantes. Il a été démontré une corrélation entre la sarcopénie et un plus grand risque de chute [Vellas *et al.*, 2000].

Âge et masse musculaire

D'une manière générale, la masse musculaire à 65 ans est 25 à 30 % moins importante qu'à l'âge de 25-30 ans. La réduction de la surface en coupe s'accompagne d'une augmentation des éléments non contractiles (graisse et tissu conjonctif). La diminution de la masse musculaire pourrait résulter d'une atrophie des fibres musculaires, d'une perte de fibres ou de la combinaison de ces deux phénomènes [Thompson, 2002a].

D'autres facteurs comme la qualité nutritionnelle de l'alimentation et le style de vie des personnes pourraient également être déterminants dans l'évolution de la masse musculaire. La relation entre masse musculaire et chutes sont différentes en fonction du sexe. Chez les femmes sarcopéniques, on observe 29 chutes pour 1 000 personnes par mois, contre seulement 13 chutes pour 1 000 personnes par mois chez les femmes non sarcopéniques. En revanche chez les hommes, on observe une courbe en « U ». Les hommes sarcopéniques tombent plus, mais les hommes qui ont une masse musculaire élevée tombent également souvent, probablement en raison d'une activité et d'une prise de risque plus importantes [Vellas *et al.*, 2000].

Âge et nombre de fibres musculaires

Le nombre total de fibres musculaires décroît rapidement avec l'âge. Ce phénomène débute précocement à partir de 25 ans. La réduction de la surface en coupe est principalement due à la perte de fibres de type II. L'amplitude de cette perte est sujette à controverse du fait que les études, chez les humains, sont de type croisé. Une perte voisine de 25 % chez les sujets âgés est estimée à partir d'échantillons de biopsie croisés à des scanners, déterminant la surface en coupe de muscles. Les études par autopsie portant sur le vaste latéral rapportent une perte de 48 % du nombre de fibres entre l'âge de 15 ans et de 83 ans. Mais l'hypoplasie musculaire pourrait être surestimée du fait de l'atrophie cellulaire [Thompson, 2002a].

Âge et taille des fibres musculaires

Le diamètre individuel des fibres musculaires de type II décroît avec l'âge tandis que les fibres de type I ne changent qu'à un âge très avancé. Par exemple, la taille des fibres de type II est supérieure de 20 % à la taille de celles de type I vers 40 ans, alors qu'à 85 ans, les fibres de type II ont une taille inférieure de 50 % à celles de type I [Sunnerhagen *et al.*, 2000].

Recrutement

Il n'est pas étonnant que la plus grande réduction concerne les fibres de type II. Les fibres de type I sont régulièrement recrutées tandis que les fibres de type II et, particulièrement les fibres de type IIb, le sont rarement et, de ce fait, sont plus sensibles à l'atrophie [Thompson, 2002a].

VII.4.2 - Mécanismes participant à l'atrophie des muscles squelettiques

Le remodelage des unités motrices est un phénomène naturel qui se produit sans altération chez les sujets jeunes. Avec l'âge, il est fréquent de constater des agrégations de fibres de type I. Il est également possible d'observer que des fibres dénervées de type II sont à nouveau innervées par des fibres adjacentes de type I. Cela suggère que les fibres de type II réinnervées par un axone de type I deviendraient au niveau physiologique et biomécanique des fibres de type I [Thompson, 2002a].

VII.4.3 - Effet de l'âge sur les fonctions contractiles du muscle

Âge et force musculaire

Une diminution de la force liée à l'âge a été constatée dans de nombreuses recherches. Or, Wolfson *et al.* [1995] ont constaté une relation entre faiblesse musculaire et risque de chute. La perte de force devient substantielle à partir de 70 ans. À partir de la trentaine, la force des bras, des extenseurs du rachis et des jambes décline de 8 % par décennie. Ce qui conduit, vers 70-80 ans, à une réduction de 20 à 40 % de la force isométrique. Or, la force nécessaire pour réaliser certaines activités de la vie quotidienne est voisine de 35 % de la force maximale développée chez l'adulte. L'activité la plus critique, car la plus sollicitante pour les muscles des membres inférieurs semble être le lever de chaise. Il apparaît que la force du quadriceps devient proche, voire en deçà du seuil nécessaire pour réaliser cette tâche vers 80 ans [Thompson, 2002a]. L'affaiblissement lié au vieillissement conduit « naturellement » à une perte de cette fonction vers 80 à 100 ans d'âge. Chez les sujets actifs, ce cap peut être retardé. Au contraire, chez les sujets fragiles, la perte de la fonction peut être atteinte plus précocement [Pendergast *et al.*, 1993].

Neder *et al.* [1999] et Stevens *et al.* [2001] ont montré que la force du quadriceps, testée en isocinétique, est significativement réduite chez les sujets âgés comparativement aux sujets jeunes. De plus, ces derniers ont fait la preuve d'un recrutement central moindre chez les sujets âgés (95,5 % contre 98,1 %) [Stevens *et al.*, 2001]. Les effets de la fatigue sont également plus importants pour les muscles des sujets âgés.

Une autre étude a montré que la force du quadriceps est corrélée avec la stabilité dynamique, la vitesse et le moment du déplacement antérieur du tronc lors du lever d'une chaise [Moxley *et al.*, 1999]. On comprend mieux ainsi, les stratégies d'évitement observées

chez les sujets très déficitaires (lever de chaise avec le tronc insuffisamment « antérieur », aide avec les bras, mouvement lent...).

La diminution de force et d'endurance ne concerne pas que le quadriceps. Les fléchisseurs du genou des muscles de la cheville et du membre supérieur sont également touchés [Sunnerhagen *et al.*, 2000].

Le déficit de force des releveurs du pied est un critère de fragilité (vis-à-vis du risque de chute), au même titre que les performances de stabilité, chez la personne âgée [Dayhoff *et al.*, 1998]. Il existe une corrélation entre les performances sur plate-forme et les moments des forces des muscles releveurs et fléchisseurs plantaires de cheville [Wolfson *et al.*, 1995]. En effet, la force des muscles releveurs du pied est significativement plus faible chez les sujets multichuteurs [Lord *et al.*, 1991c]. La force du quadriceps est également réduite chez les sujets chuteurs [Lord *et al.*, 1994a, 1996, 1999].

Il est à souligner que la fatigue des muscles distaux du membre inférieur a des effets négatifs sur l'équilibre des sujets [Johnston *et al.*, 1998]. Dans le cas des sujets âgés, les deux phénomènes s'additionnent. Le déficit de force impose une utilisation quasi complète de la capacité musculaire maximale entraînant une fatigue rapide. La perte progressive de la réserve fonctionnelle (vers 70 ans) conduit à une utilisation totale, puis à la perte de capacité fonctionnelle lors des actes de vie quotidienne. À titre d'exemple, pour se relever d'un siège, les sujets de plus de 60 ans utilisent en moyenne 81 % de la force maximale du quadriceps [Malliopoulos X., Thevenon A.]. On comprend mieux ainsi la fatigabilité observée chez ces personnes et les conséquences en terme de capacité d'équilibration. En effet, dans ce cas, ce ne sont plus les fibres lentes qui sont à même de réaliser cette tâche, mais les fibres rapides. Comme leur nombre pourrait tendre à décroître avec l'âge, le lever de chaise devient de plus en plus fatigant voire, à terme, impossible pour bon nombre de personnes [Pendergast *et al.*, 1993]. Parallèlement, des études ont montré la corrélation entre la force musculaire de la

cheville, du genou et de la hanche et la fréquence des chutes chez les sujets âgés. Plus cette force est faible, plus la fréquence des chutes est importante.

Âge, pic de force et endurance

La vitesse de contraction et la force produite déterminent la puissance émise par le muscle. L'âge réduit le pic de force généré par les muscles à des vitesses élevées. Le pic de force produit par un muscle décline de 20 % environ avec l'âge. Le remodelage, au niveau des unités motrices, réduit le rapport fibres rapides/fibres lentes [Thompson, 2002a].

Le déclin de l'endurance est une caractéristique du vieil âge qui contribue à une détérioration des capacités fonctionnelles des sujets. Les altérations associent des facteurs métaboliques et de contractilité. Il existe une réduction des réserves sanguines et une baisse de la densité capillaire, une déficience du transport de glucose et de la disponibilité des substrats, une plus faible densité des mitochondries, une baisse de l'activité des enzymes oxydatives et de la charge en phosphocréatine. Ces changements ont un impact important sur le métabolisme aérobie, limitant l'oxydation des acides gras, le métabolisme des glucides et des lipides, et le stockage du glucose [Thompson, 2002a].

Au niveau fonctionnel, ces phénomènes se traduisent par une diminution de la VO₂max et de la capacité musculaire d'extraction de l'oxygène lors des efforts. Enfin, la déficience en mitochondries réduit les capacités oxydatives et d'endurance musculaire justifiant l'augmentation de la fatigabilité.

Âge et vitesse de contraction

La vitesse de contraction maximale décroît avec l'âge. Ceci s'observe à la fois sur les fibres de type I et de type II et n'est pas directement lié aux transformations des fibres causées par l'âge [Thompson, 2002a]. Il est également observé des diminutions progressives de la

possibilité de maintenir une contraction et de la force développée. Cette dernière diminue en moyenne de 2 % par an après 65 ans. Elle est moins importante chez les sujets qui ont eu une activité soutenue tout au long de leur vie. La perte de force touche tous les groupes musculaires. Ce déficit serait plus sévère chez les femmes et prédominerait au niveau distal des membres inférieurs [Malliopoulos et Thevenon, 1999].

Âge et propriétés contractiles saccadiques

Les *réticulums* sarcoplasmiques sont les principales structures participant à l'homéostasie du calcium au sein des muscles squelettiques. Ils contrôlent les cycles de contraction et de relaxation musculaire. Avec l'âge, les temps de contraction et de relâchement sont prolongés, occasionnant au niveau fonctionnel, une diminution des performances notamment des gestes cycliques [Thompson, 2002a].

VII.4.4 - Modifications liées à l'inactivité

Le processus de vieillissement peut être accentué par une inactivité induite par une lésion musculo-squelettique, une conception culturelle de la vieillesse (« *à mon âge, on ne fait plus...* ») ou par crainte de chuter. Les effets de l'inactivité sur les muscles sont susceptibles alors de se surajouter aux effets liés au vieillissement.

Inactivité et masse musculaire

L'inactivité engendre des modifications structurelles et physiologiques localisées sur les muscles, voire sur les fibres mises au repos. Ainsi, l'inactivité des membres inférieurs entraîne une perte, prédominant sur les muscles posturaux antigravitaires. Il en découle une atteinte préférentielle des muscles extenseurs des membres inférieurs. Cette atrophie survient de manière rapide. Par exemple, le soléaire subit une perte de masse musculaire de plus de 37 % après une semaine d'inactivité [Thompson, 2002a].

Inactivité et transformation des fibres

L'inactivité semble pouvoir induire une modification du type des fibres musculaires. Après une courte période d'inactivité, le nombre de fibres de type I « *slow twitch* » décroît alors que le nombre de fibres de type rapide s'accroît. Ceci est retrouvé en premier sur les muscles antigravitaires. Ainsi après 7 jours d'inactivité, les fibres de type rapide s'accroissent de 11 % dans le soléaire. En revanche, cette même inactivité n'a pas d'effet sur les muscles fléchisseurs des membres inférieurs.

Sur des périodes d'inactivité plus longue (14 jours), le même constat est effectué. Il apparaît une diminution du nombre de fibres rapides dans les muscles posturaux antigravitaires et pas d'altération pour les muscles phasiques. Les fibres de type I « *slow twitch* » sont en nombre diminué, alors que les fibres de type IIa sont en augmentation. Ce phénomène traduit une conversion des fibres musculaires induite par l'inactivité, signant un processus de remodelage.

Inactivité et remodelage musculaire

Les masses musculaires bénéficient, comme les masses osseuses, d'un processus de remodelage permanent. L'inactivité induit de manière très précoce (*i.e.* trois jours) une diminution de la synthèse des protéines. En fait, la perte de la masse protéique peut entièrement être attribuée à la réduction de la synthèse. Après cette période initiale, la synthèse redevient stable alors que la dégradation s'accroît. Après trois jours d'inactivité, c'est la dégradation musculaire qui engendre la perte protéique. En conclusion, l'atrophie des muscles squelettiques est à la fois induite par une diminution de la synthèse protéique et une augmentation de sa dégradation [Thompson, 2002a].

Inactivité et fonction contractile du muscle

L'inactivité est associée à une diminution de la **force** des fibres musculaires squelettiques. Après un voyage de deux semaines dans l'espace, les biopsies musculaires ont mis en évidence une perte de 21 % pour les fibres de type I et de 25 % pour les fibres de type IIa.. Les muscles antigravitaires sont les plus touchés [Thompson, 2002a]. Les effets de l'inactivité sur les autres qualités contractiles du muscle comme la vitesse de raccourcissement maximale et le pic de puissance ont également été étudiés. L'inactivité augmente la vitesse de raccourcissement maximale du soléaire. Malgré cela, le pic de puissance musculaire est diminué. On peut donc en conclure que les compensations en termes de vitesse de raccourcissement sont insuffisantes pour préserver les capacités musculaires. L'accroissement de la vitesse maximale de raccourcissement pourrait être attribué à l'augmentation de la proportion des fibres rapides. Mais une étude a montré qu'il existait également une augmentation de la vitesse maximale de raccourcissement intrinsèque aux fibres de type I et aux fibres de type II. La raison en est inconnue.

Au cours des voyages dans l'espace d'une durée supérieure à trois semaines, il a été noté que le pic de puissance maximal des membres inférieurs décroît de 50 %. Différents phénomènes pourraient concourir à ce résultat. Une altération du schéma de recrutement des unités motrices est évoquée.

Inactivité, âge et muscle squelettique

La vitesse maximale de raccourcissement des fibres de type I s'accroît de 56 % chez les sujets jeunes contre 66 % chez les sujets âgés après une semaine d'inactivité. À deux semaines, les valeurs sont similaires chez les deux populations. L'augmentation de la vitesse maximale de raccourcissement est un mécanisme de compensation destiné à maintenir la puissance musculaire. Rappelons que la puissance musculaire est le produit de la force et de la

vélocité. Les sujets âgés ont une réponse adaptative plus précoce que les sujets plus jeunes, mais cette réponse semblerait insuffisante pour maintenir la puissance musculaire [Thompson, 2002a].

Exercices pour prévenir les effets de l'inactivité

La mise en lien entre les données fondamentales et les conséquences pour la pratique clinique est fondamentale [Thompson, 2002b]. Les adaptations physiologiques musculaires sont très spécifiques et ont un impact sur le processus de réhabilitation. Un certain nombre d'études, cherchant à définir les effets des exercices, ont été réalisées chez l'animal et chez l'humain.

Des protocoles d'exercices ont été mis au point à l'occasion des missions spatiales longues et courtes. Dans la plupart des cas, les exercices sont réalisés sur cycloergomètres ou sur « steppers ». Les résultats souffrent de deux faiblesses : le manque de précision des programmes et l'absence de groupe témoin (sans programme d'exercices).

Les bénéfices de programmes d'exercices ont également été étudiés chez des patients âgés. Les résultats suggèrent que les programmes incluant des exercices contre résistance importante ont un effet bénéfique réel sur la prévention de la fonte musculaire et de la diminution des performances. De plus, la fréquence de réalisation des exercices semble un facteur important pour la conservation de la fonction musculaire.

La réalisation pendant 14 jours d'alitement de cinq séries de 6 à 10 exercices contre résistance des fléchisseurs de cheville permet d'éviter toute baisse de performance. La spécificité des exercices est également importante. Le type d'exercice stimule une voie métabolique spécifique. Il est connu que les entraînements en force n'apportent pas d'effet au niveau aérobie et inversement.

Conclusion

Chez les sujets âgés, deux phénomènes peuvent concourir à occasionner une diminution des qualités des muscles squelettiques : le processus naturel de vieillissement et l'inactivité. La survenue d'événements traumatiques ou de phases algiques, lors de processus dégénératifs est souvent le point de départ de ces inactivités. Des facteurs culturels, souvent prégnants, sont également susceptibles de participer. L'encouragement de l'activité doit être faite par les professionnels de santé (kinésithérapeutes en premier chef) et les intervenants en activités physiques.

VII. 5 – Modification de la souplesse des systèmes articulaires et périarticulaires

VII.5.2 – La mobilité articulaire

La mobilité articulaire est physiologiquement limitée par différentes structures. Les résultats de l'analyse de Johns et Wright [cités par Lung *et al.*, 1996] font ressortir la contribution respective des différents tissus dans cette restriction de mobilité. La capsule articulaire interviendrait pour 47 %, les muscles pour 41 %, les tendons pour 10 % et la peau pour 2 %. Le vieillissement de ces différentes structures pourrait contribuer à la diminution des mobilités articulaires, fréquente avec l'âge. L'augmentation de la résistance passive des structures élastiques des muscles antagonistes au mouvement, des tendons et des systèmes capsulaires et ligamentaires explique les limitations retrouvées. Elles touchent un grand nombre d'articulations aussi bien au niveau des membres supérieurs qu'inférieurs. Parmi les premières études sur le sujet, Walker *et al.* [1984] ont étudié 60 sujets de 75 à 84 ans répartis de manière égale entre les deux genres. S'ils n'ont pas pu mettre en évidence de différence entre les deux genres, ils ont cependant noté 10 amplitudes inférieures aux références d'amplitudes articulaires définies par l'« *American Academy of Orthopaedic Surgeons*

handbook values ». Il s'agissait de l'abduction, de l'adduction et des rotations de la hanche, de la flexion plantaire de la cheville et de la flexion dorsale de la métatarso-phalangienne du gros orteil. Chez les hommes, s'ajoutait l'extension de l'épaule et du poignet et chez les femmes, la flexion de l'épaule et la supination de la radio-ulnaire. James et Parker [1989] ont confirmé chez 80 sujets de plus de 70 ans, la diminution progressive des amplitudes des articulations des membres inférieurs avec l'âge. Toutes les articulations sont concernées surtout à partir de 85 ans. Selon les études [Nonaka *et al.*, 2002 ; Roach et Miles, 1991], le genou pourrait avoir des amplitudes conservées tardivement. Au total, Lung *et al.* [1996] recensent dans une revue de littérature, cinq études mettant en évidence une restriction de mobilité accompagnant le vieillissement.

Les deux articulations les plus étudiées sont la hanche et la cheville. Toutes les amplitudes de hanche sont restreintes [James et Parker, 1989]. Ce constat a été confirmé par Roach et Miles [1991] chez près de 1 700 sujets. L'extension de hanche est l'amplitude la plus réduite, avec une diminution voisine de 20 % de l'amplitude normale. Ces observations ont été confirmées par une étude des amplitudes articulaires réalisées par photographie [Nonaka *et al.*, 2002]. Il été montré, par une analyse de régression, une corrélation entre les amplitudes maximales en flexion et en extension de la hanche et l'âge du sujet. Dans une étude utilisant une analyse cinématique du mouvement, Kerrigan *et al.* [2001] ont montré que ces réductions d'amplitude étaient également notées lors de la marche chez les sujets âgés. Cette limitation est plus importante chez les sujets chuteurs, indiquant l'intérêt de travailler cette amplitude pour prévenir les chutes. Kemoun *et al.* [2002a] ont récemment confirmé le lien entre restriction d'amplitude de la cheville et de la hanche et le risque de chute.

Pour l'articulation de la hanche, parmi les facteurs explicatifs de ce lien entre amplitude et chute, il y aurait compensation par un mouvement d'antéversion du bassin lors du pas postérieur de la marche, chez les sujets présentant une déficience de la mobilité en

extension de la hanche. Heino *et al.* [1990] avaient montré qu'en station debout l'amplitude de hanche n'avait pas d'influence sur l'antéversion du bassin. Une étude cinématique tridimensionnelle comparant des sujets âgés à des sujets jeunes a confirmé que si lors de la station debout, il n'y avait pas de différences entre les deux échantillons. En revanche, lors de la marche, le déficit d'extension de la hanche était compensé par un mouvement d'antéversion du bassin [Evans *et al.*, 2003].

En parallèle, de nombreux auteurs ont souligné les limitations d'amplitude de mobilité de la cheville chez les sujets âgés. Sepic *et al.* [1986] ont été parmi les premiers à mettre en évidence, chez 20 sujets féminins, une diminution plus notable de l'amplitude de mobilité de la cheville en flexion plantaire. La perte de dorsiflexion est plus importante chez la femme [Vandervoort *et al.*, 1992]. Le port de chaussures à talons hauts pourrait expliquer les raideurs tricipitales supposées. Cependant, dans une étude portant sur 45 femmes d'âges variables (dont 15 de plus de 60 ans), Chesworth et Vandervoort [1989] n'ont pas réussi à faire la preuve de cette raideur du triceps. Au contraire, ils ont montré, quelques années plus tard une augmentation plus importante chez les hommes [Vandervoort *et al.*, 1992]. D'autre part, les différences hormonales entre hommes et femmes seraient susceptibles d'induire ce phénomène [Vandervoort, 1999]. Mais ces résultats sont en contradiction avec ceux de James et Parker [1989] qui tendraient, au contraire, à montrer une réduction plus importante des amplitudes de la cheville chez les sujets masculins.

La perte de mobilité de la cheville est la plus pénalisante par rapport aux activités de locomotion et à l'équilibre des sujets. En effet, elle intervient directement dans le risque de chute. La diminution de la flexion dorsale accroît le risque de trébucher (et de tomber) en heurtant le sol (ou un objet) lors du « passage du pas ». La marche nécessite 10 deg. de flexion dorsale pour permettre le passage du pas et une flexion plantaire puissante pour offrir

la propulsion du pas. La mobilité de la subtalaire est indispensable pour compenser les rotations proximales des articulations du genou et de la hanche [Vandervoort, 1999].

Si la mobilité de la cheville est un prérequis indispensable à la réalisation de la marche, les restrictions d'amplitude articulaire de la cheville peuvent également avoir pour conséquence de rendre plus difficile l'utilisation de la stratégie de cheville dans le contrôle postural [Lung *et al.*, 1996]. Il existe une corrélation entre les performances d'équilibre des sujets âgés et leurs amplitudes de mobilité de la cheville [Mecagni *et al.*, 2000]. Ce constat a été réalisé en comparant les performances au test de Tinetti et au « *Functional Reach test* » avec les amplitudes maximales de mobilité de cheville de femmes âgées de 65 à 87 ans. Kemoun *et al.* [2002a] ont fait le constat de réductions concomitantes de l'amplitude de mobilité de la cheville et de la rapidité de la dorsiflexion de la cheville lors du passage du pas, pouvant occasionner un accrochage de l'avant pied au sol, élément déclenchant de la chute. L'ensemble de ces résultats plaide pour une évaluation de la mobilité de la cheville chez les sujets âgés comme facteur pouvant perturber l'équilibre.

Sur les sujets ayant une raideur de cheville, l'effet positif de programmes d'exercices, visant à redonner la mobilité articulaire et l'extensibilité musculaire, a été (à l'inverse) démontré [Lung *et al.*, 1996 ; Vandervoort, 1999]. Ils permettent de réduire le risque de chute chez les sujets âgés.

L'effet de l'arthrose sur les performances posturales a également été étudié. Il apparaît que les douleurs du genou modifient les appuis sur les membres inférieurs et également les performances posturales. Étudiés chez 26 femmes présentant une arthrose unilatérale du genou et comparés à des femmes saines de caractéristiques semblables, le contrôle du mouvement et les déplacements du centre de gravité lors d'une épreuve de relevé de chaise sont moins bien assurés [Na *et al.*, 2003]. De la même façon, les lésions musculo-squelettiques des membres inférieurs occasionnent, même à distance du traumatisme, des

perturbations posturales. Holder-Powell et Rutherford [2000] ont comparé les performances posturales de 48 sujets ayant eu un traumatisme d'un membre inférieur (ancienneté de 6 mois à 42 ans) avec celles de 108 sujets sains. Les oscillations posturales sur le membre inférieur lésé sont significativement supérieures.

VII. 4.2 - Extensibilité musculaire

Il est à noter que les capacités d'étirement sont également décroissantes avec l'âge. Le triceps sural est particulièrement touché par cette hypoextensibilité. Dans une première étude, Chesworth et Vandervoort [1989] n'avaient pas pu démontrer la raideur du triceps. Mais dans une étude ultérieure, Vandervoort *et al.* [1992] ont montré que le triceps augmentait avec l'âge, sa résistance au mouvement de flexion dorsale de cheville, malgré une réduction de son volume. Celle-ci entraîne une résistance accrue au travail des releveurs et tend à limiter l'amplitude de flexion dorsale de la cheville. Ces constatations sont confirmées par Gajdosik *et al.* [1999a, 1999b] lors d'une étude en isocinétique ayant comparé le couple de résistance maximale passive chez des jeunes femmes et des femmes âgées.

Les muscles polyarticulaires de la cuisse sont également sujets à des hypoextensibilités. C'est le cas du droit fémoral (*rectus femoris*) et des ischio-jambiers qui peuvent retentir sur la mobilité globale des articulations du membre inférieur [Nonaka *et al.*, 2002].

L'extensibilité musculaire contribue pour près de moitié dans la mobilité des articulations. Les restrictions d'extensibilité observées chez les sujets âgés interviennent dans la diminution des performances d'équilibre. L'efficacité sur la mobilité articulaire de programmes visant à redonner l'extensibilité musculaire a également, de manière symétrique, été démontrée [Lung *et al.*, 1996, Vandervoot, 1999].

Conclusion

Le vieillissement sensorimoteur touche à la fois les différents systèmes sensoriels impliqués dans le contrôle postural et le système musculaire effecteur. Le système musculaire a fait l'objet de nombreux travaux de recherche cherchant à mesurer les effets d'une prise en charge kinésithérapique. Parmi les différentes structures sensorielles, dans le cadre du vieillissement, les effets de la réhabilitation sont moins bien connus. Nous nous proposons d'explorer, dans la partie expérimentale B, les effets de techniques de kinésithérapie utilisées dans les programmes de la partie expérimentale A, focalisées sur quelques entrées sensorielles. Ainsi, nous nous proposons de valider plus spécifiquement de manière successive :

- le rôle des entrées proprioceptives cervicales et les effets de techniques manuelles focalisées sur cette région ;
- le rôle des entrées proprioceptives de la cheville et extéroceptives de la sole plantaire et l'effet des techniques de massage et de mobilisation ;
- Le rôle des entrées proprioceptives musculaires des membres inférieurs et les effets de techniques de gain d'extensibilité et ;
- Le rôle des informations visuelles et les effets d'un feedback par miroir.

PARTIE EXPÉRIMENTALE B

Cette seconde partie expérimentale intègre six nouvelles expériences. La première (expérience 5) cherche à confirmer l'influence de la position du rachis cervical sur les performances d'équilibre. La deuxième (expérience 6) évalue les effets à très court terme d'un massage de la région cervicale. Les deux expériences suivantes (expériences 7 & 8) évaluent à l'aide de tests cliniques et à l'aide d'une plate-forme de force, les effets à court terme d'un massage et d'une mobilisation des pieds et de la cheville. L'avant-dernière expérience (expérience 9) vise à mettre en lumière les modifications du contrôle postural induites par la réalisation d'une série d'étirements de quatre groupes musculaires (psoas-iliaque, quadriceps, ischio-jambiers et triceps sural). Enfin, la dernière expérience (expérience 10) recherche les effets d'un feedback par miroir sur les performances d'équilibre. Ces dernières expériences visent à valider des techniques utilisables lors de séances de kinésithérapie, mais également dans le cadre d'un autoentraînement.

EXPÉRIENCE N°5 : Position en extension du rachis cervical

Si Simoneau *et al.* [1992] ont montré que l'extension du rachis cervical induisait une diminution des performances d'équilibre chez les sujets féminins, les conséquences pour les sujets masculins sont inconnues. Le but de l'étude était d'évaluer l'effet, sur le contrôle de la posture, de l'extension active maximale du rachis cervical chez des sujets masculins. En référence à la littérature précédemment citée, nous avons posé l'hypothèse que la mise en extension du rachis cervical détériore les performances posturales en station debout des sujets âgés masculins.

Population, matériel, méthode

L'échantillon de population était recruté au centre de réhabilitation pneumologique Henri Bazire à St Julien de Ratz (Isère). Les critères d'inclusion étaient : avoir plus de 60 ans et ne pas présenter, au moment des tests, de pathologie de l'appareil locomoteur ou neuromusculaire pouvant influencer sur les performances d'équilibre, d'arthrose cervicale évoluée, d'insuffisance vertébrobasilaire, de troubles de la sensibilité ou de la structure plantaire ou de troubles de la compréhension. De plus, le sujet ne devait pas être chuteur à répétition. Tous les sujets étaient volontaires et avaient signé le formulaire de consentement éclairé. Au final, l'échantillon de population était composé de 21 hommes volontaires âgés en moyenne de 74 ans (extrêmes 61-86), pesant 70 kg de poids moyen (extrêmes 48-87) et mesurant 168 cm en moyenne (extrêmes 157-176). Parmi eux, 14 sujets avaient un traitement médicamenteux susceptible de modifier les performances d'équilibre.

La plate-forme utilisée était de type Equi+ (référence PF-01), constituée d'une plaque triangulaire en dural (80 cm de côté) reposant sur trois capteurs de force dynamométriques. Les signaux analogiques issus de ces capteurs, après amplification et numérisation, étaient

enregistrés sur un ordinateur à la fréquence d'échantillonnage de 64 Hz. Le traitement des données était réalisé par le logiciel Equi+-Prog01.

Les sujets se tenaient debouts sur la plate-forme de force les pieds écartés (distance entre malléoles de 3 cm), ouverts avec un angle de 30 deg. et les bras le long du corps. Leurs yeux étaient fermés. Les sujets devaient effectuer une série de tests sur la plate-forme. La série de tests durait 5 min 30 sec. Elle alternait deux conditions expérimentales : en extension active maximale du rachis cervical et en rectitude (condition de référence). Dans la première condition, la consigne donnée au sujet était de lever la tête le plus haut possible et de maintenir la position pendant 30 secondes. Dans la condition de référence, la consigne était donnée de «garder la tête droite ».

Une voix enregistrée dans le logiciel prévenait la personne 5 secondes avant le début de l'enregistrement. Un signal sonore indiquait le début et la fin de l'enregistrement. Nous avons alterné ces deux positions du rachis cervical de T1 à T6 (figure 11).

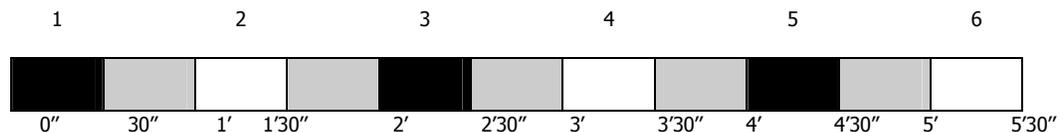


Figure 11: Organisation des mesures lors du test de positionnement rachidien : E = Extension active maximale du rachis cervical, R = Temps de récupération, N = Position neutre du rachis cervical.

La longueur de déplacement du Centre de Pression (CP) était la variable mesurée. Le traitement statistique des données était réalisé par le logiciel Statistica™ à l'aide d'un test de rangs, non paramétrique de Wilcoxon.

Résultats et discussion

La longueur du déplacement du CP était statistiquement plus importante ($p < 0.001$) en extension active maximale du rachis cervical qu'en position neutre (figure 12).

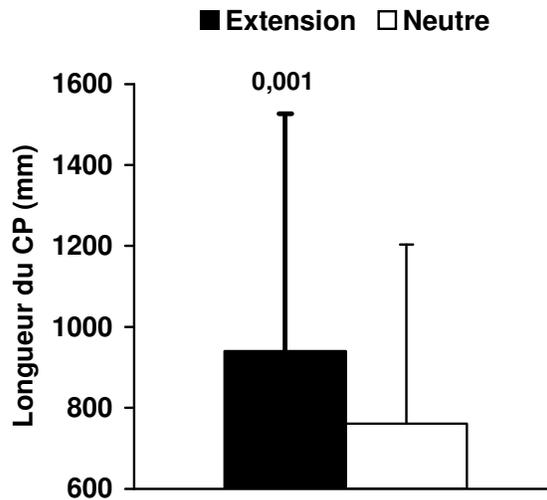


Figure 12: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés en extension active et en position neutre du rachis cervical. La différence était statistiquement significative ($p < 0.001$.)

La position en extension active du rachis cervical s'accompagnait, chez les sujets âgés de plus de 60 ans, d'une augmentation des oscillations posturales par rapport à la position neutre. Ces résultats traduisent une augmentation de l'instabilité déjà identifiée par Simoneau *et al.* [1992] chez des sujets féminins d'âge similaire dans une expérience semblable. L'altération des informations visuelles et vestibulaires induite par la position explique ces résultats obtenus chez des sujets âgés. Déjà Straube *et al.* [1988] ont montré qu'un positionnement en extension de 45 deg. du rachis cervical induit une instabilité plus importante chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes. Ces résultats étayent l'idée que les afférences cervicales apportent des informations sensibles déterminantes dans le contrôle de l'équilibre postural des sujets âgés. Cette notion pourrait expliquer la fréquence des chutes, chez les sujets âgés, lors de la réalisation de la tâche de « regarder en l'air » [Cottee, 1999].

Elle pourrait justifier l'absence d'insuffisance des artères vertébrobasilaires, systématiquement évoquée lors de chutes concomitantes à une extension du rachis cervical et apporter des arguments physiologiques à la deuxième cause incriminée, une arthrose évoluée du rachis cervical.

L'évolution phylogénique sous-tend la prédominance des muscles extenseurs du rachis cervical par rapport aux muscles fléchisseurs. Ces muscles extenseurs sont particulièrement riches en fuseaux neuromusculaires [Abrahams et Richmond, 1988]. La position en extension maximale active a modifié les afférences de ces récepteurs et celles des muscles sous-occipitaux réputés primordiaux dans le contrôle de la position du rachis cervical. De plus, le ligament nuchal, qui est une autre source d'information proprioceptive cervicale identifiée, riche en corpuscules de Golgi, est détendu dans cette position.

De manière complémentaire, un second phénomène pourrait avoir interagi. La position en extension du rachis cervical, qui modifiait la position des otolithes au niveau du saccule et de l'utricule, pourrait avoir subi, par ce biais, une deuxième source de perturbation des afférences. Normalement, lors de la station debout immobile, rachis cervical en position neutre, le système vestibulaire n'envoie pas ou peu d'afférences. Lorsque nous avons placé nos sujets en extension, nous avons modifié l'orientation spatiale du système vestibulaire. Selon Norré (1995), cette position influence les propriocepteurs du rachis cervical et la position des otolithes. Elle ne permet pas de dissocier ces deux entrées sensorielles. Il est donc probable que les afférences sensorielles provenant de ces deux modules aient été perturbées lors de l'extension du rachis cervical.

EXPÉRIENCE N°6 : Massage du rachis cervical

Le but de l'étude était d'évaluer, chez des sujets âgés, les effets d'un massage cervical sur le contrôle de la posture. Au vu de la littérature et des effets habituellement admis du massage, nous avons posé l'hypothèse qu'un massage cervical de 20 minutes améliore le contrôle postural en station debout.

Population, matériel, méthode

Trois échantillons de population ont été recrutés. Les échantillons de population âgée étaient, comme pour l'expérience précédente, recrutés au centre de réhabilitation pneumologique Henri Bazire à St Julien de Ratz (Isère). Les critères d'inclusion étaient similaires. Au final, l'échantillon de population, sur lequel étaient testés les effets du massage cervical, était composé de 18 hommes volontaires âgés en moyenne de 73 ans (extrêmes 61-86), pesant en moyenne 70 kg (extrêmes 48-87) et mesurant en moyenne 168 cm (extrêmes 157-176). Parmi eux, 11 sujets avaient un traitement médicamenteux susceptible de modifier les performances d'équilibre.

L'échantillon de population, sur lequel était étudié le placebo, était composé de quatre hommes volontaires âgés en moyenne de 67 ans (extrêmes 60-74), pesant 75 kg (extrêmes 54-101) et mesurant en moyenne 169 cm (extrêmes 157-180). Parmi eux, trois sujets avaient un traitement médicamenteux susceptible de modifier les performances d'équilibre. Tous étaient suivis pour la réhabilitation d'une déficience respiratoire.

L'échantillon de population de sujets jeunes était recruté parmi des étudiants universitaires de première année de licence (Isère). Les critères d'inclusion, hormis l'âge, étaient similaires. Au final, l'échantillon de population était composé de 10 hommes

volontaires âgés en moyenne (\pm écart-type) de 18,8 ans (\pm 1,81), pesant 58,5 kg (\pm 7,0) et mesurant 173,4 cm (\pm 5,1).

Le matériel et la méthodologie générale utilisés pour les mesures de performances d'équilibre étaient rigoureusement identiques à celles employées à l'expérience précédente. L'expérimentation se déroulait en trois temps : une première série de tests (pré-test), un massage cervical de 20 minutes (ou un effleurage placebo) par un kinésithérapeute et une seconde série de tests (post-test).

Pré-test

La série de tests durait 4 min 30 sec. Les sujets étaient testés cette fois-ci dans la condition expérimentale de référence, la consigne étant donnée de « garder la tête droite ». Une voix enregistrée dans le logiciel prévenait la personne 5 secondes avant le début de l'enregistrement. Un signal sonore indiquait le début et la fin de l'enregistrement. La durée d'enregistrement pris en compte dans les calculs statistiques était de 30 secondes. Nous avons recueilli trois mesures pré-test (figure 13).

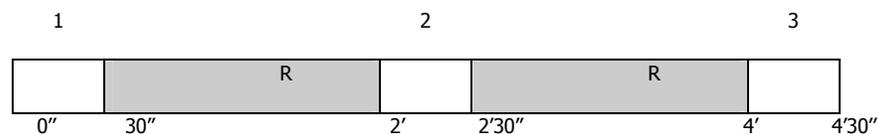


Figure 13: Organisation des mesures avant le massage : Position neutre du rachis cervical (N), Temps de récupération (R).

Protocole de massage

Le massage était réalisé, le sujet installé en position assise, tête reposant sur une table de massage réglable munie d'un appui tête (réglable en hauteur et en inclinaison). Après un effleurage de l'ensemble de la région cervico-scapulo-thoracique, il associait des manœuvres de pétrissage, de palper-rouler, de friction, de pressions glissées et d'étirement passif manuel.

Dans le cas du traitement placebo, il s'agissait, en fait, d'un effleurage de la région cervico-scapulo-thoracique. La technique est par définition superficielle et n'a pas d'action mécanique connue sur les tissus.

Post-Test

Nous avons procédé de la même façon qu'en pré-test. Les trois mesures T'1, T'2 et T'3 obtenues étaient effectuées 2, 4 et 6 minutes après la fin du massage (figure 14). Les patients disposaient d'un intervalle de deux minutes avant de se replacer sur la plate-forme.

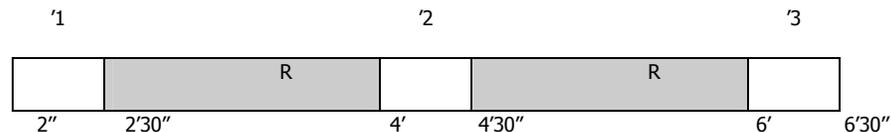


Figure 14: Organisation des mesures après le massage : Position neutre du rachis cervical (N), temps de récupération (R).

La longueur de déplacement du Centre de Pression (CP) était la variable mesurée. Le traitement statistique des données était réalisé par le logiciel Statistica™ à l'aide d'un test de rangs, non paramétrique de Wilcoxon. Pour le traitement placebo, la taille trop faible de l'échantillon n'a pas permis de faire une étude statistique.

Résultats et discussion

Il n'y avait pas de différence significative ($p > 0.05$) entre la longueur de déplacement du CP lors des 3 essais (T1, T2 et T3) et lors du pré-test pour les trois échantillons. Par la suite, ces trois essais ont été moyennés.

Après le massage, chez les **sujets âgés**, il y avait une différence statistiquement significative entre la valeur moyenne des pré-tests et la longueur de déplacement du CP à 2

minutes et 4 minutes après la fin du massage (respectivement $p < 0.01$ et $p < 0.05$). En revanche, les valeurs à 6 minutes n'étaient plus significativement différentes ($p > 0.05$) (figure 15).

Après le massage chez les sujets jeunes, il y avait une différence statistiquement significative ($p < 0.05$) entre la valeur moyenne des pré-tests et la longueur de déplacement du CP à 2 minutes, à 4 minutes et à 6 minutes après la fin du massage (figure 16).

Dans le cas du traitement placebo, il n'y avait pas de différence notable entre les performances avant et après (figure 17).

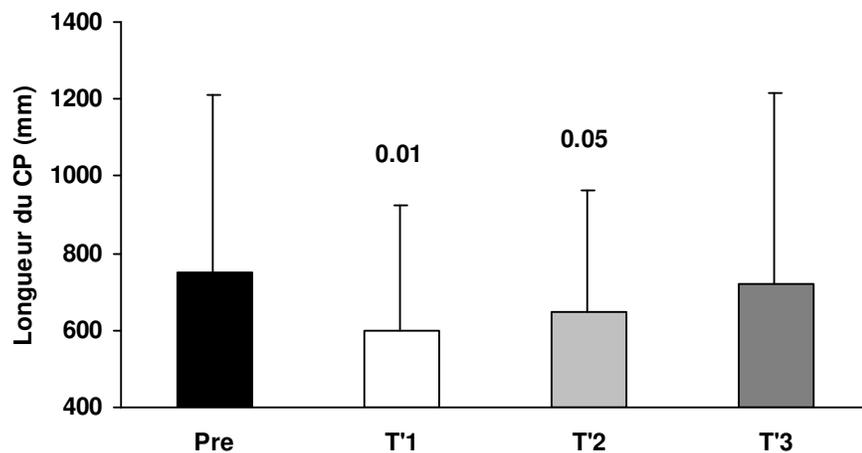


Figure 15: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés avant le massage (Pre) et après le massage (T'1, T'2 et T'3). Avant le massage (Pre), deux minutes après la fin du massage (T'1), quatre minutes après la fin du massage (T'2), six minutes après la fin du massage (T'3). Il y avait une différence significative des performances à T'1, à T'2, mais plus à T'3.

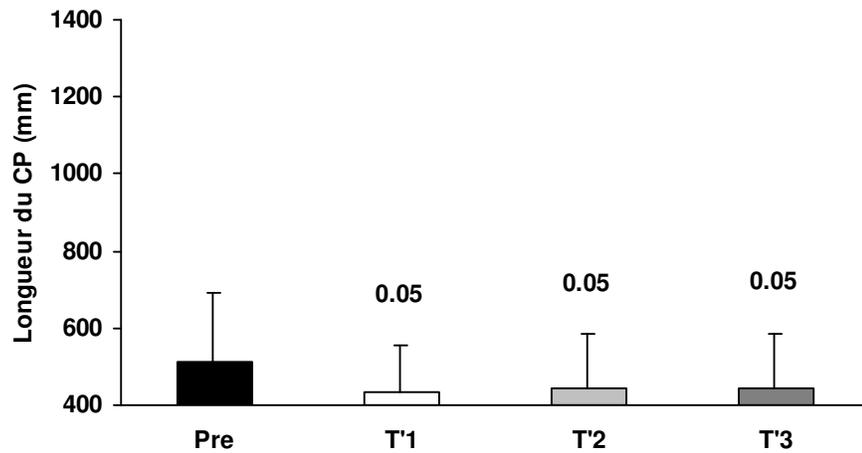


Figure 16: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés avant le massage (Pre) et après le massage (T'1, T'2 & T'3). Avant le massage (Pre), deux minutes après la fin du massage (T'1), quatre minutes après la fin du massage (T'2), six minutes après la fin du massage (T'3).

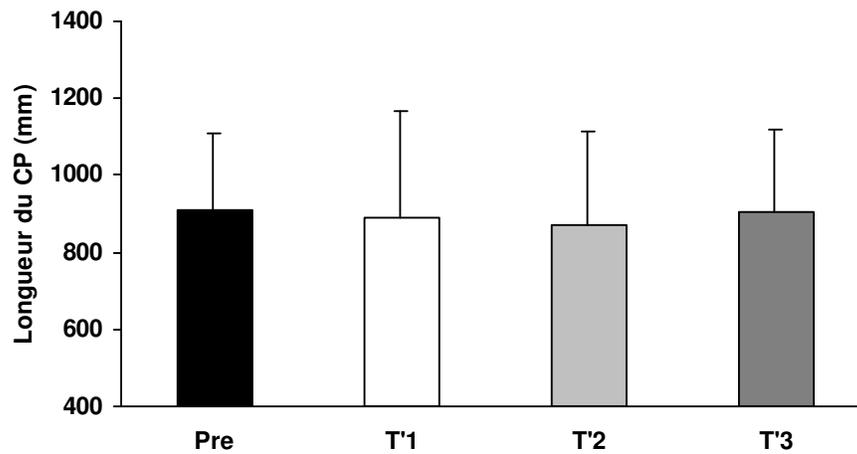


Figure 17: Moyenne de la longueur du CP et écart type calculés avant l'effleurage (Pre) et après l'effleurage (T'1, T'2 et T'3), respectivement à 2, à 4 et à 6 minutes.

Dans notre expérience, contrairement à ce qui est suggéré dans la littérature [Tarantola *et al.*, 1997], il n'a pas été noté d'effets d'apprentissage lors de la première série de trois essais. Ce résultat a permis de faire la moyenne des trois premiers essais.

En post-test, chez les deux échantillons de sujets, il y avait une diminution significative de la longueur du CP après la fin du massage (Figures 16 & 17). Il semble donc que le massage ait un effet immédiat sur la mise en jeu d'afférences proprioceptives facilitant l'intégration proprioceptive de la position du rachis cervical et de la tête par rapport aux autres segments du corps. Pour les sujets âgés, force est de constater que les effets s'estompaient rapidement comparativement aux sujets plus jeunes. En effet, la longueur du CP n'était plus significativement différente à la valeur initiale, six après la fin du massage. Deux hypothèses pourraient expliquer ces résultats.

Dans notre première hypothèse, le massage a eu un effet temporaire sur les récepteurs somato-sensoriels. Selon Dufour (1996), le massage peut avoir une action « d'éveil » sur les propriocepteurs musculaires « *en relançant des fuseaux neuro-musculaires en difficulté* ». Nous pouvons également supposer que le massage a stimulé les mécanorécepteurs de la peau tels que les corpuscules de Rufini. Ceux-ci sont sensibles à l'étirement au niveau du derme et de l'hypoderme. Nous pouvons donc penser que le massage a induit une sensibilisation de ces récepteurs et que les effets ont persisté tant que cette sensibilisation était présente. Les caractéristiques de la population étaient particulières du fait du lieu de recrutement. Chez ces sujets suivis pour une réhabilitation respiratoire (11 hommes sur 18), des facteurs de tensions musculaires supplémentaires des muscles rachidiens pourraient avoir interféré. Il est, en effet à noter, que ces pathologies sont régulièrement associées à des tensions des muscles inspireurs accessoires (dont les muscles sterno-cléido-mastoïdiens et les muscles scalènes). Le massage serait susceptible d'avoir influencé la fréquence respiratoire de ces personnes. Dans ce cas, l'amélioration posturale observée serait liée à une meilleure efficacité de la contraction et de la détente des muscles inspireurs accessoires massés. Cependant, l'amélioration du contrôle postural ayant également été obtenue chez les sujets jeunes et sains, cette hypothèse ne peut à elle seule expliquer la totalité de l'amélioration du contrôle postural.

Dans notre deuxième hypothèse, la disparition des effets du massage peut être attribuée à la fatigue entraînée par la succession de montées et de descentes de la plate-forme entre chacun des essais du post-test. La majorité des patients présentant une déficience respiratoire (11 sur 18, dont 6 sous oxygène à l'effort), la sollicitation à l'effort ainsi involontairement produite pourrait avoir engendré une augmentation de la fréquence respiratoire et secondairement des oscillations posturales de ces personnes. La persistance des résultats bénéfiques du massage chez les sujets jeunes conforte cette hypothèse. Il n'y a pas d'autre raison évidente à cette différence observée.

Nous avons cherché à éliminer un effet placebo ou effet de repos. Pour ce faire, le protocole de massage par effleurage a été proposé à des sujets âgés, de caractéristiques semblables. L'effleurage présente pour avantage d'avoir comme similitude avec le protocole de massage testé précédemment la conservation du contact, toucher entre le thérapeute et le patient, et de maintenir le patient en situation identique de repos. En revanche, sa nature de placebo est contestable, puisque c'est une des techniques de base du massage qui stimule la vasodilatation superficielle et qui est réputée engendrer une certaine baisse du tonus musculaire [Dufour, 1996]. Sur les quatre sujets ayant bénéficié de cet effleurage, aucune modification de la longueur du CP n'a été observée. Malgré la fragilité des résultats liée à l'insuffisance du nombre de sujets, quelques réflexions peuvent être ébauchées.

Les effets observés sur la posture lors de la réalisation des massages pourraient être le résultat des techniques directionnelles et des techniques appuyées qui visent à détendre la musculature, mais également des techniques de pétrissage et d'étirements passifs des muscles trapèzes supérieurs. Ce sont peut-être les effets de ces étirements passifs, réputés avoir une action sur la sensibilité des fuseaux neuromusculaires, que nous avons mis en évidence. Il sera indispensable, dans un proche avenir, de tester uniquement cette manœuvre.

L'importance des afférences cervicales dans le contrôle de la posture est confirmée. Si l'effet négatif des pathologies cervicales ou des dysfonctionnements du rachis avait déjà été mis en évidence, l'effet de techniques kinésithérapiques restait incertain. Il apparaît aujourd'hui qu'une seule séance de massage peut améliorer momentanément (durant quatre minutes) les performances posturales de sujets âgés. La conservation de ces effets positifs reste cependant incertaine. De même, les processus conduisant à ces changements demeurent hypothétiques. Des études complémentaires sont actuellement en cours pour évaluer les effets sur la kinesthésie cervicale de techniques usuelles de kinésithérapie (étirement, massage).

EXPÉRIENCE N°7 : Massage – mobilisation du pied chez le sujet âgé (effets cliniques)

Dans les pages précédentes, nous avons noté que, d'une part, les amplitudes articulaires de la cheville et du pied sont déterminantes à la marche [Lung *et al.*, 1996] et sont associées aux performances d'équilibre [Mecagni *et al.*, 2000] et à un risque accru de chute [Kemoun *et al.*, 2002b]. D'autre part, les informations en provenance de la sole plantaire sont essentielles au contrôle de l'équilibre [Perry *et al.*, 2000]. Parmi les techniques de kinésithérapie, l'association « massage et mobilisation du pied » est habituellement proposée pour résoudre les défauts de mobilité et stimuler les récepteurs sensitifs de la sole plantaire, d'où l'idée d'évaluer si une mobilisation pouvait modifier les performances cliniques à des tests d'équilibre.

Le but de cette étude était donc d'évaluer les effets du massage et de la mobilisation du pied sur les performances cliniques de sujets âgés.

Population, matériel et méthode

Pour cela, 27 sujets âgés vivant en résidences pour personnes âgées ont été recrutés. Les sujets devaient avoir plus de 65 ans et être capables de marcher dix mètres. Les patients étaient en moyenne âgés de 80,2 ans (extrêmes de 65 à 95 ans). Il y avait 15 femmes.

Les sujets bénéficiaient, à une semaine d'intervalle, selon un ordre aléatoire, d'un placebo ou d'un massage mobilisation de la cheville et du pied. Pour évaluer les performances d'équilibre dans des tâches statiques et dynamiques, nous avons effectué immédiatement avant et immédiatement après chaque séance différents tests : l'appui monopodal ou « *One-leg Balance* » (OLB), le *Timed « Up & Go test »* (TUG) et le « *Lateral reach test* » (LRT). Le massage et la mobilisation des pieds et des chevilles étaient réalisés par un kinésithérapeute

en fin de formation. Le massage intégrait des techniques de pressions glissées, de frictions, de ponçage et de pétrissage, plus particulièrement centrées sur la sole plantaire. La mobilisation du pied et de la cheville associait techniques globales et techniques spécifiques, telles que proposées par Mennell [1964]. Le protocole placebo consistait en l'application de trois aimants démagnétisés sur le cinquième métatarsien pendant une durée égale, soit 20 minutes.

Le traitement statistique des données était réalisé sous le logiciel Abacus-Staview, à l'aide de tests non paramétriques, pour données appariées (test de rang de Wilcoxon et test de corrélation de Spearman). Le seuil de significativité retenu était un p inférieur à 0,05.

Résultats et discussion

Les résultats montrent une bonne reproductibilité des tests OLB, TUG et LRT (r respectivement égal à 0,93 ; 0,98 ; 0,95 ; $ps < 0,001$). Il n'y avait pas de différence de performances avant chacun des deux protocoles (massage mobilisation ou placebo).

Les résultats mettent également en évidence une progression plus importante des performances à la suite du massage-mobilisation qu'à la suite du traitement placebo pour l'appui monopodal (1,1 sec \pm 2,3 contre 0,4 sec \pm 1,7) et pour le *Timed « Up & Go test »* (0,9 sec \pm 2,6 contre 0,2 sec \pm 1,2) (Figure 18). En revanche, les progrès au « *Lateral Reach test* » n'étaient pas statistiquement différents (Figure 19).

Ces résultats suggèrent que l'association de techniques de massage et de mobilisation de la cheville et du pied peut contribuer à améliorer les performances posturales de sujets âgés. Le OLB est un test prédictif simple de la chute grave [Vellas *et al.*, 1997] et le TUG est un test fiable et de la mobilité [Mathis *et al.*, 1986 ; Podsidlo et Richardson, 1991]. L'importance du contrôle dans le plan médiolatéral a été signalée comme un facteur déterminant pour l'identification des sujets âgés chuteurs latéraux [Brauer *et al.*, 1999 ; Maki

et McIlroy, 1998]. Le LRT est indicateur valide de la limite de stabilité latérale [Brauer *et al.*, 1999].

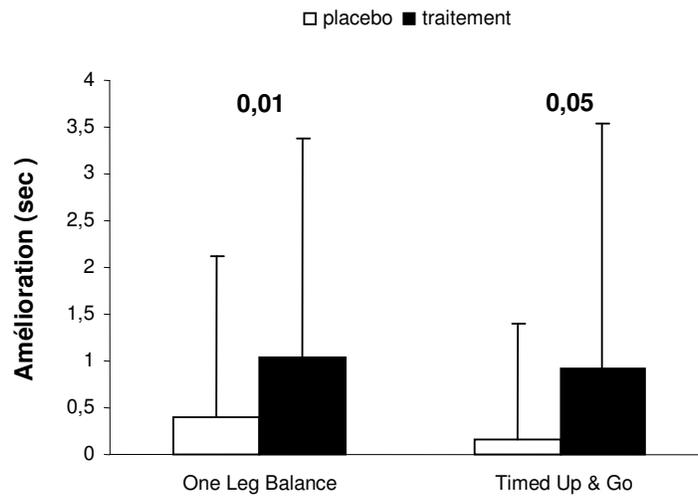


Figure 18: Amélioration des performances au « *One leg balance* » et au *Timed Up & Go test* » entre avant et après placebo vs traitement. La différence est statistiquement significative ($p < 0,05$).

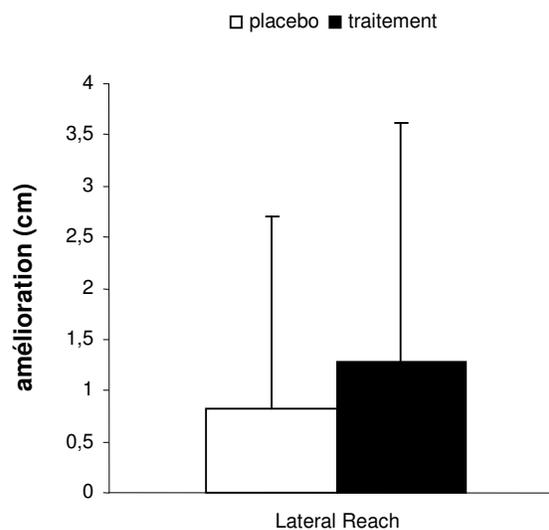


Figure 19 : Amélioration des performances au « *Lateral reach test* » entre avant et après placebo vs traitement. La différence n'est pas statistiquement significative ($p > 0,05$).

André-Deshays et Revel [1988] ont montré l'importance de la sole plantaire dans la sensibilité aux mouvements du pied et de la cheville. Kavounoudias *et al* [1999a, 1999b, 2001] et Perry *et al.* [2000] ont, de leur côté, montré l'importance des afférences plantaires dans le contrôle de l'équilibre. Belhassen et Pelissier [1999] ont établi que la partie antérieure de la sole plantaire a une capacité discriminative supérieure à la partie postérieure.

D'un côté, la stimulation manuelle par le massage de la sole plantaire pourrait contrecarrer la diminution des afférences plantaires liée au vieillissement [Kenshalo, 1986 ; Skinner *et al.*, 1984] en créant une hyperstimulation des afférences. D'un autre côté, les mobilisations de la cheville pourraient avoir amélioré, chez ces sujets déficitaires, les amplitudes articulaires et notamment celles de la cheville. Le défaut de progression dans le plan médiolatéral permet de poser une hypothèse privilégiée. En effet, les afférences plantaires sont déterminantes dans le contrôle kinesthésique de la cheville dans ce plan [André-Deshays et Revel, 1988]. La moindre progression dans le plan médiolatéral pourrait suggérer un effet plus important des techniques de mobilisation. Ainsi, la mobilisation des articulations de la cheville et du pied pourrait avoir amélioré la souplesse articulaire en contrecarrant les effets du vieillissement. Les gains de mobilité obtenus seraient à l'origine de l'amélioration des performances d'équilibre observées. Précisons que la souplesse articulaire est corrélée avec les performances d'équilibre des sujets âgés [Mecagni *et al.*, 2000]. D'autres études seront nécessaires pour valider ces hypothèses.

EXPÉRIENCE N°8 : Massage - mobilisation du pied chez le sujet âgé (effets en posturographie)

Pour compléter les résultats de l'étude précédente, nous avons entrepris de réaliser le même protocole, en évaluant les effets obtenus à l'aide d'une plate-forme de force. L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets de l'association d'un massage et d'une mobilisation de la cheville et du pied sur l'équilibre postural en condition quasistatique.

Population, matériel et méthode

Pour ce faire, 17 sujets âgés ont été recrutés. Les sujets devaient avoir plus de 65 ans et se constituer volontaire pour cette étude. Leur âge moyen était de $74,5 \pm 9,6$ ans; leur poids $73,2 \pm 12,3$ kg et leur taille de $165,6 \pm 9,3$ cm.

Ils réalisaient un test sur plate-forme de force, les yeux ouverts puis clos, avant et après un massage-mobilisation de 20 minutes. Pour cela, les sujets ont été testés sur plate-forme AMTI™ (Cf. *supra*) selon une méthodologie identique à l'expérience 1.

Les variables étudiées étaient les déplacements du CP exprimées en mm, décomposés dans les plans médiolatéral et antéropostérieur. Les déplacements du CP ont été analysés à trois moments : juste avant la suppression de la vision (T1), juste après (T2) et la fin de l'essai (T3).

Le traitement statistique était réalisé sous logiciel Statistica ® à l'aide d'une analyse de variance (ANOVAs).

Résultats et discussion

Les résultats ont montré que les sujets n'avaient pas modifié leurs performances durant la tâche en situation les yeux ouverts ou juste après la fermeture des yeux. En revanche, il était intéressant de noter que les performances étaient améliorées à T3, dans le plan médiolatéral ($F(1,16) = 27.58, P < 0.001$) et dans le plan antéropostérieur ($F(1,16) = 31.26, P < 0.001$) (Figure 11).

Les effets de l'association du massage de la sole plantaire et de la mobilisation de la cheville et du pied permettaient de compenser la disparition des afférences visuelles. Les effets ne sont pas perceptibles en condition de vision et juste après l'occlusion des yeux. Les compensations des déficiences par le système visuel expliquent probablement ce résultat. Il s'agit vraisemblablement d'une « recalibration » et d'une réorganisation du contrôle postural passant d'une utilisation privilégiée des afférences visuelles à une utilisation des afférences somatosensorielles (plantaires et articulaires). Ce mécanisme adaptatif permet d'assurer une conservation de l'équilibre postural après l'occlusion des yeux. L'hyperstimulation des afférences somatosensorielles obtenue par le massage de la sole plantaire et la mobilisation des articulations de la cheville et du pied permet pendant quelques minutes d'améliorer le contrôle postural en condition quasistatique. Les effets à plus long terme sont inconnus et mériteraient des expériences complémentaires.

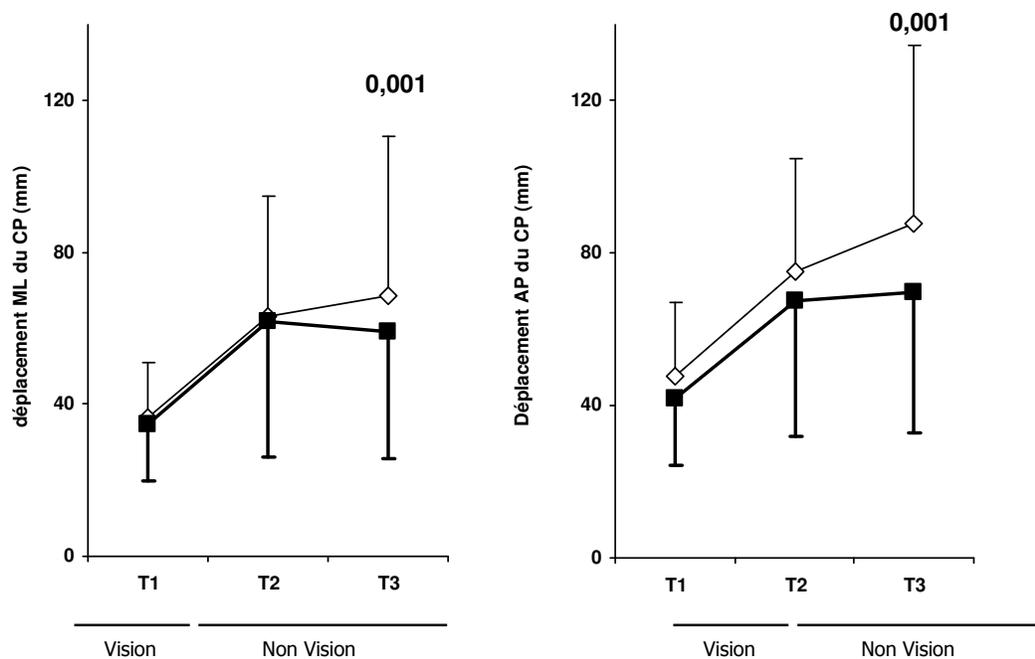


Figure 20: Vitesse moyenne des déplacements du CP et écart type calculés selon les axes médiolatéral (ML) (à gauche) et antéro-postérieur (AP) (à droite), Avant et Après massage, pour les trois intervalles temporels (Vision T1, Non vision T2 et Non vision T3).

EXPÉRIENCE N°9 : effet des étirements passifs sur les performances posturales (sujets jeunes et âgés)

Le but principal de cette étude était d'évaluer les effets sur le contrôle postural statique d'étirements musculaires passifs pratiqués sous le contrôle d'un kinésithérapeute. Le deuxième objectif était d'évaluer les différences obtenues chez des sujets jeunes vs des sujets âgés. Nous avons fait l'hypothèse que les étirements passifs améliorent les performances d'équilibre statique chez les personnes âgées (et chez les sujets jeunes).

Population, matériel et méthode

Deux échantillons de population ont été constitués, l'un composé de femmes « jeunes », l'autre de femmes « âgées ». Le premier était composé d'étudiantes de moins de 25 ans de l'école de kinésithérapie du CHU de Grenoble et le second de femmes de plus de 65 ans, résidant à « la résidence du Parc » à Domène (Isère). Les critères d'inclusion étaient : ne pas présenter, au moment des tests, de pathologie de l'appareil locomoteur ou neuromusculaire pouvant influencer sur les performances d'équilibre, d'arthrose évoluée, de troubles de la sensibilité ou de la structure plantaire ou de troubles de la compréhension, ni utiliser une aide de marche. Tous les sujets étaient volontaires et avaient signé le formulaire de consentement éclairé. Les personnes souhaitant interrompre les étirements ou les mesures en cours de test étaient exclues. Au final, l'échantillon de population jeune était composé de 16 femmes volontaires âgées en moyenne de 21 ans (extrêmes 20-23), pesant 61 kg (extrêmes 52-95) et mesurant 156 cm en moyenne (extrêmes 154-176). L'échantillon de « population âgée » était composé de 16 femmes volontaires de 80 ans en moyenne (extrêmes 70-89), pesant 61 kg (extrêmes 51-71) et mesurant 158 cm en moyenne (extrêmes 150-170). Quinze

personnes sur 16 avaient une consommation médicamenteuse quotidienne pouvant affecter leurs performances d'équilibre.

Matériel et méthode

La plate-forme utilisée était de type Equi+ (*Cf. supra*) selon une méthodologie identique à l'expérience 5.

La séance s'organisait autour de trois étapes successives : le pré-test, la réalisation des étirements durant 12 minutes et le post-test. Le pré-test comportait trois mesures de 30 secondes espacées d'une minute et demie. Le post-test comprenait deux mesures de 30 secondes espacées d'une minute et demie.

Les étirements étaient réalisés sous la conduite d'une kinésithérapeute durant 12 minutes et concernaient les muscles psoas, ischio-jambiers, quadriceps et triceps. Les étirements étaient réalisés à vitesse lente, chaque étirement durait 30 secondes et ils étaient répétés 2 fois de chaque côté.

L'étude du contrôle postural s'effectue grâce à deux variables : le centre de pression (CP) : point d'application de la force résultante des réactions et le centre de gravité (CG) : barycentre des centres de masses segmentaires. À la suite, un calcul des mouvements horizontaux (CGh) et verticaux (CGv) du CG était effectué ainsi qu'un calcul de la différence CP-CGv (*Cf. supra*). Ces variables ont pour intérêt de représenter la composante musculaire du contrôle postural. Dans cette logique, nous avons choisi deux paramètres : l'amplitude moyenne des oscillations, indépendamment des fréquences (en mm) appelé *Root mean square* (distance quadratique moyenne - DQM) et la fréquence privilégiée des oscillations (en Hz) notée FM (fréquence moyenne). Elles ont été décomposées dans les plans antéropostérieur - AP (direction fonctionnelle principale des muscles étirés) et médiolatéral - ML.

Les statistiques ont été effectuées pour les trois essais pré-tirements (pré1, pré2, pré3) et les deux essais post-tirements (post1 et post2). Les statistiques étaient effectuées grâce au logiciel Statistica ®. Les statistiques inférentielles ont été effectuées à l'aide d'un test de rang, non paramétrique de Wilcoxon. Ce test nous permet de préciser, en termes de probabilité objective, le degré d'incertitude des conclusions. Le seuil était fixé à 5 %.

Résultats et discussion

Chez les personnes âgées (figure 21), il n'y avait pas de différences significatives entre les trois essais pré-tests au niveau du CG et du CP-CGv. Il a donc été possible de moyenniser ces essais. À la suite, au niveau du CG, il n'y avait pas de différences significatives à la DQM et à la FM entre la moyenne des trois essais pré-tests et chacun des deux essais du post-test (post 1 et post 2).

Par contre, au niveau du CP-CGv, il y avait une diminution significative de la DQM ($p < 0,05$) et de la FM ($p < 0,01$) dans le plan antéropostérieur (mais pas dans le plan médiolatéral) entre la moyenne des pré-tests et chacun des deux essais post-tests.

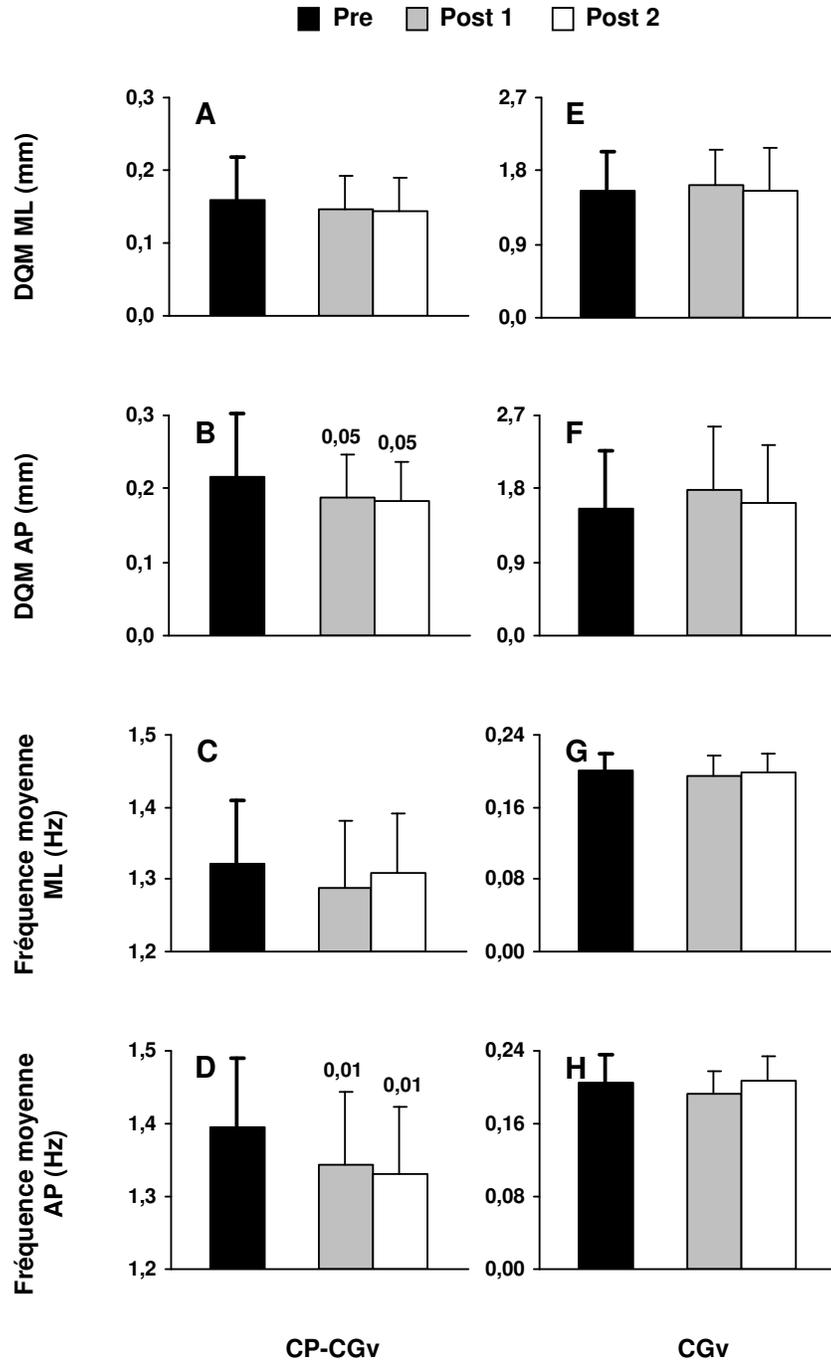


Figure 21 : résultat chez les sujets âgés : Distance quadratique moyenne (DQM) et analyse fréquentielle des déplacements du CP-CGv et du CGv dans les plans antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML). Seule, la fréquence d'oscillation du CP-CGv est significativement réduite dans le plan antéropostérieur après les étirements musculaires.

Chez les sujets jeunes (figure 22), il n'y avait pas également de différences significatives entre les trois essais pré-tests. Il a donc également été possible de moyenner ces essais. L'analyse statistique des différents paramètres révèle une différence significative de la DQM dans l'axe antéropostérieur, pour les deux essais en post-test (post 1, $p < 0,01$ et post 2, $p < 0,05$). Le paramètre FM (= fréquence moyenne du mouvement) ne révèle aucune différence significative. En revanche, au niveau du CP-CGv, il n'y avait aucune différence statistiquement significative.

Si les sujets âgés ont modifié, dans le plan antéropostérieur, l'amplitude et la fréquence moyenne du mouvement CP-CGv qui traduit l'intensité de l'activité musculaire [Rougier, 2001 ; Rougier et Toschi, 2001], ils n'ont pas modifié significativement la gestion des déplacements de leur centre de gravité. Autrement dit, avec une musculature moins tendue, ils ont conservé leurs performances d'équilibre.

Les résultats des sujets jeunes sont inverses. Le niveau de leur activité musculaire n'a pas décré après les étirements, mais ils ont gagné en performance d'équilibre dans le plan antéropostérieur.

Si dans les deux échantillons de population, le contrôle postural a été amélioré par les étirements, les modes de régulation apparaissent différents selon l'âge. Les sujets jeunes tendent à réguler leur équilibre par une meilleure gestion des déplacements de leur centre de gravité (moindre oscillation du corps), mais sans modifier leur tonicité musculaire. Les sujets âgés, quant à eux, diminuent leur activité musculaire après les étirements, sans toutefois gagner en équilibre, ce qui traduit un meilleur contrôle neuromusculaire.

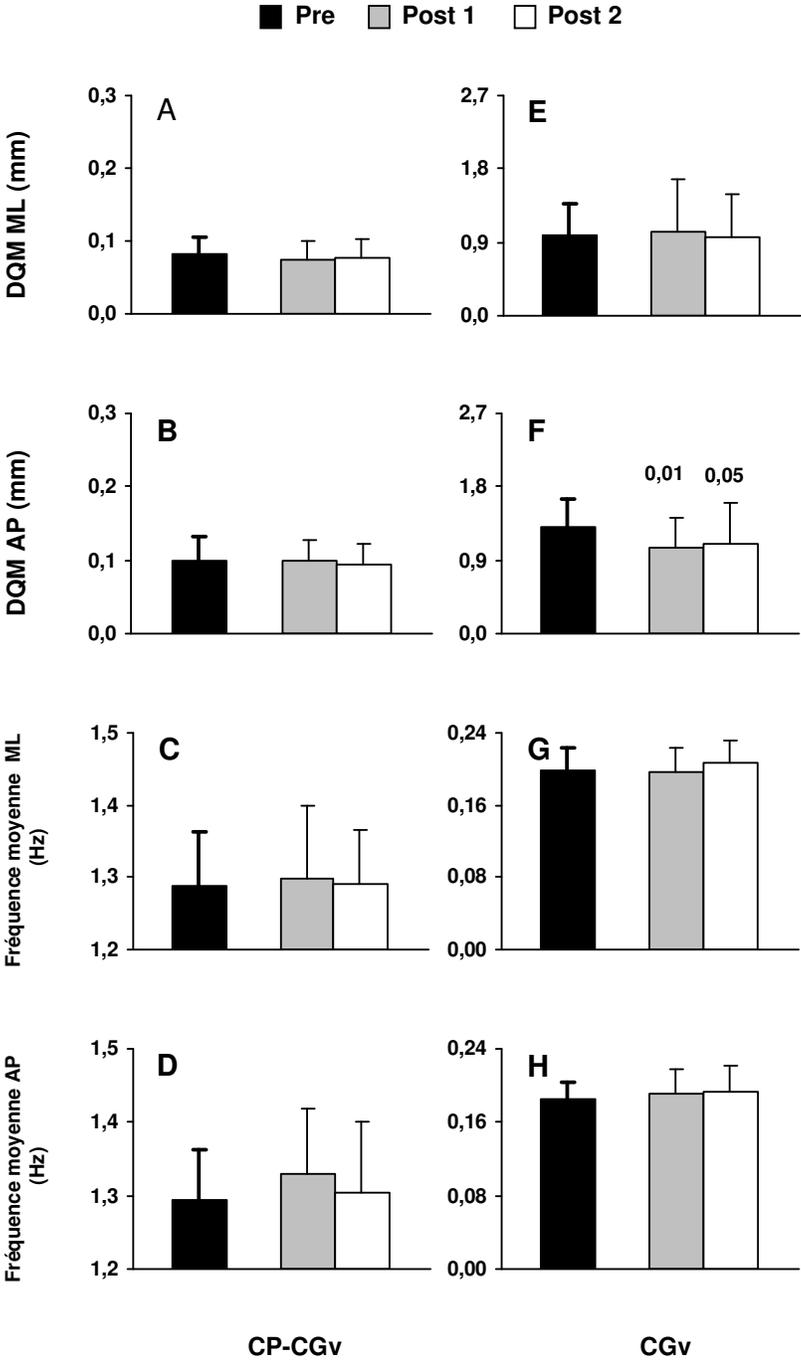


Figure 22 : résultat chez les sujets jeunes : Distance quadratique moyenne (DQM) et analyse fréquentielle des déplacements du CP-CGv et du CGv dans les plans antéropostérieur (AP) et médiolatéral (ML). Seule, la DQM du CGv est significativement réduite, dans le plan antéropostérieur après les étirements musculaires.

La méthodologie employée partait des conclusions des travaux de Bandy *et al.* [1994], ayant démontré la nécessité d'un temps d'étirement de 30 secondes pour obtenir un gain de souplesse des ischio-jambiers. Le nombre de répétitions était réduit, mais les étirements étaient réalisés dans toute l'amplitude des muscles, comme le suggèrent les résultats de l'étude de Bandy *et al.* [1998]

A l'issue de notre travail, il apparaît que les sujets jeunes ont amélioré leur performance posturale (contrôle du CG) dans le plan où les muscles ont été étirés. Ce constat pourrait étayer le postulat généralement admis d'éveil sensoriel apporté par les étirements musculaires. A l'inverse, les sujets âgés n'ont pas amélioré le contrôle de leur CG, mais ont cependant obtenu une meilleure régulation du CP-CGv.

Selon une première hypothèse : la régulation du mouvement CP-CGv peut être envisagée comme la modulation du réflexe myotatique, qui constitue le mécanisme de base du tonus musculaire. Le réflexe myotatique est régulé par divers processus, notamment le réflexe tendineux de Golgi. Si l'étirement passif bref est propice à la contraction musculaire apportant un supplément de puissance [Shashar *et al.*, 2004], ce n'est pas le cas des étirements passifs prolongés. Le réflexe tendineux de Golgi va mettre en jeu les récepteurs tendineux de Golgi qui se situent à la jonction des fibres musculaires et des tendons. La sollicitation des organes tendineux de Golgi, par un étirement passif maintenu du muscle, va permettre de diminuer le tonus musculaire de base [Esnault, 1988, Prévost, 2004].

Une seconde hypothèse envisage que la régulation du mouvement CP-CGv serait la traduction de la modification structurale obtenue par les étirements musculaires. En effet, les étirements musculaires visent par définition à accroître la longueur des structures en jouant sur la plasticité de ces dernières. Un allongement des structures diminue la raideur musculaire [Prévost, 2004] qui est une source de conservation de l'équilibre. Ceci pourrait expliquer les

résultats obtenus chez les sujets âgés, initialement hypoextensibles. Chez ces derniers, l'amélioration sensorielle obtenue a été contre-balancée par une diminution de la raideur musculaire. Parmi les facteurs explicatifs associés, les étirements sont également réputés agir sur les structures de collagène (en améliorant leur élasticité), sur les articulations (en améliorant la production de liquide synovial et la trophicité des éléments périarticulaires), sur les plans de glissements entre les différentes structures musculo-squelettiques et sur les aponévroses et les tendons (en stimulant les nombreux récepteurs sensitifs présents réalisant ainsi un « éveil sensoriel ») [Esnault *et al.*, 1986 ; Esnault, 1988]. Le surplus d'informations a imposé aux sujets âgés une « réorganisation » dans le traitement des informations sensorielles.

Les étirements musculaires qui sont souvent, comme nous l'avons dit précédemment, proposés au sein des programmes de kinésithérapie de prévention de la chute peuvent être facilement employés par les kinésithérapeutes. De plus, il a été démontré, chez des sujets jeunes, que les étirements musculaires permettaient de gagner en amplitude musculaire au niveau de la hanche et d'augmenter l'efficacité à la marche dans les minutes qui suivent [Godges *et al.*, 1989]. Depuis, Chandler *et al.* [1998] ont confirmé l'effet positif de l'étirement sur la vitesse de marche et les performances au « *Chair Rise test* », ainsi qu'à des tâches de locomotion. Cependant, si leurs effets sur l'extensibilité musculaire déficitaire et les amplitude chez les sujets âgés étaient déjà connus [Willy *et al.*, 2001], leurs effets posturaux immédiats étaient incertains. Les résultats de notre étude montrent qu'il est possible de conseiller leur utilisation en pratique encadrée, mais également en autoentretien, du fait de leur facilité d'emploi et de leur faible coût.

EXPÉRIENCE N°10 : Feedback par Miroir

L'entraînement de l'équilibre sous le contrôle d'un feedback a pour principe de fournir au patient un retour d'information instantané sur son équilibre postural. Deux matériels sont utilisés dans la littérature : d'une part, les plates-formes de force couplées à un système informatique fournissant un feedback visuel par un moniteur d'ordinateur, et d'autre part, les miroirs. À l'origine ces programmes étaient conçus pour des patients présentant un déficit sensoriel secondaire à une pathologie neurologique, ils sont aujourd'hui proposés pour les patients âgés. L'entraînement sous feedback a montré son efficacité chez les sujets jeunes [Hamman *et al.*, 1992] et chez les sujets victimes d'accident vasculaire cérébral [Walker *et al.*, 2000]. Le rythme des séances était quotidien à hebdomadaire. La mise en évidence des effets positifs des programmes a été effectuée par un test limite de stabilité (diminution des erreurs et moindres oscillations) [Hamman *et al.*, 1992], et par la mesure des performances posturales sur une plate-forme et des performances à des tests fonctionnels (« *Timed Up & Go* » test, au test de Berg ou la vitesse de marche) [Walker *et al.*, 2000].

Dans ces deux cas, l'objectif était d'obtenir des effets durables se poursuivant au-delà de l'activité d'entraînement, d'autres auteurs ont cherché à évaluer les modifications immédiates induites par un feedback. Les études ont été effectuées chez des sujets sains [Farenc *et al.*, 2001] et chez des sujets présentant des troubles de la posture à la suite d'une hémiplégie [Kitamura et Nakagawa, 1996]. Les résultats ont démontré un meilleur contrôle des oscillations posturales [Farenc *et al.*, 2001] ou des pressions appliquées par les pieds au sol [Kitamura et Nakagawa, 1996].

L'utilisation de feedback associant plate-forme de force et système informatisé, de par leur coût et leur complexité, rend leur utilisation limitée dans le temps et impossible pour un sujet à domicile. Rougier [2002] a exploré une autre voie, plus simple : l'utilisation d'un

miroir pour fournir un feedback de la position du corps. Il a mis en évidence une amélioration du contrôle de la stabilité. Celle-ci était, de manière étonnante, plus importante dans le plan antéropostérieur que dans le plan médiolatéral. Ce type de programme présente pour avantage de pouvoir être facilement utilisé par les patients à leur domicile et d'être d'utilisation facile. Il nous apparaît nécessaire d'explorer cette voie chez les sujets âgés. Pour ce faire, nous tenterons de vérifier si l'utilisation d'un miroir améliore le contrôle postural des sujets âgés.

Le but de notre étude [Vaillant *et al.*, 2004] était d'évaluer les effets sur les performances posturales en équilibre stable, d'un feedback offert par un miroir.

Population, matériel et méthode

Onze sujets volontaires ont été recrutés au centre de réhabilitation pneumologique Henri Bazire. Ils étaient âgés de 70,7 ans \pm 4,6 (moyenne \pm écart-type), pesaient 64,5 kg \pm 15,0 et mesuraient 161,4 cm \pm 12,0. Il était demandé aux sujets de tenir debout pieds nus, le plus immobile possible, dans deux conditions : les yeux ouverts et face à un miroir. Cette dernière condition visait à donner aux sujets le feedback de leur position par l'image reflétée dans le miroir situé devant eux. Les déplacements du centre de pression, dans le plan médiolatéral (frontal) et dans le plan antéropostérieur (sagittal) étaient enregistrés à l'aide d'une plate-forme de force.

Résultats et discussion

Les résultats montrent que le feedback par miroir procure des effets différents selon les directions (figure 23). Dans le plan médiolatéral, l'amplitude, la variabilité et la vitesse maximale du centre de pression se réduisent alors que les valeurs de ces variables ne sont pas modifiées dans le plan antéropostérieur.

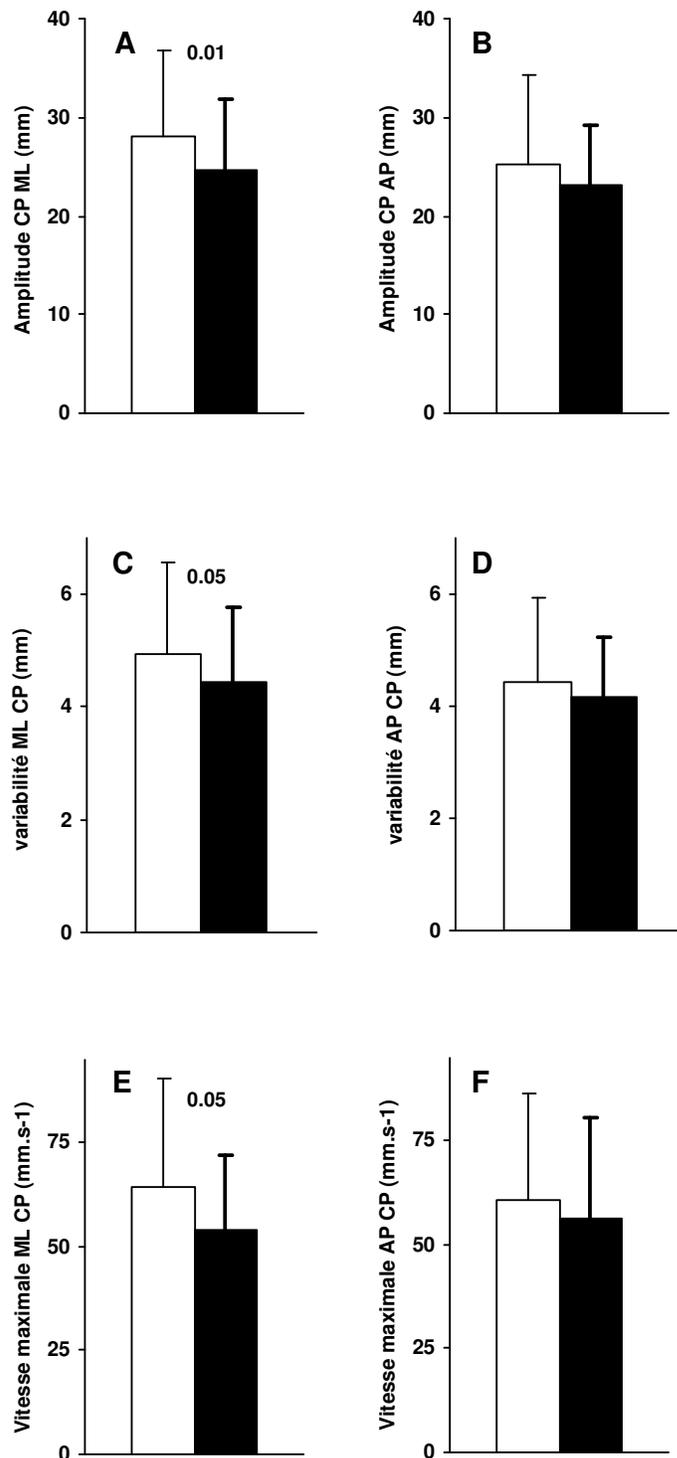


Figure 23: Moyenne et déviation standard pour l'amplitude (A,B), la variabilité (C,D) et la vitesse maximale instantanée (E,F) du centre de pression (CP), dans deux conditions : les yeux ouverts et face à un miroir. Les deux conditions sont représentées par des symboles différents : les yeux ouverts (*barres blanches*) et en situation de feedback par miroir (*barres noires*). Les histogrammes de gauche et de droite représentent respectivement les plans médiolatéral et antéropostérieur. Les valeurs significatives de p sont rapportées.

Ces résultats suggèrent un effet positif du feedback par miroir sur le contrôle postural des sujets âgés. Cette méthode instrumentale peut être utilisée dans les programmes de kinésithérapie pour prévenir le risque de chute.

La vision intervient dans la stabilisation de la posture en faisant percevoir au sujet les oscillations de son propre corps. Quand l'objet de référence est proche, des oscillations minimales peuvent être ainsi perçues. À l'inverse, quand l'objet cible est éloigné, les oscillations doivent être de plus grande amplitude pour être ressenties [Freyss, 1990].

Conclusion de la partie II

Au terme de cette seconde partie, il est confirmé que des structures anatomiques riches en capteurs proprioceptifs et extéroceptifs, tels le rachis cervical et les membres inférieurs ont un rôle important dans le contrôle postural. Ces structures paraissent donc des sites cibles intéressants de prise en charge kinésithérapique. En effet, il est également démontré que les techniques physiques usuelles (massages, mobilisations, étirements) ou instrumentales (travail de l'équilibre au miroir), pratiquées quotidiennement par les kinésithérapeutes, ont une action mesurable cliniquement et instrumentalement, à court terme sur le contrôle postural des sujets âgés. Ces techniques pratiquées, pour les deux premières par des kinésithérapeutes, le patient restant passif, ou pour les deux dernières par le patient, sous le conseil d'un kinésithérapeute initialement, puis de manière autonome, n'avaient jamais, à notre connaissance, bénéficié d'une validation. À ce stade, nos résultats encouragent la poursuite de leur utilisation. Il reste à l'avenir à élucider leur efficacité à plus long terme.

PARTIE III

Chapitre VIII : Discussion générale

Le vieillissement de la population et la fréquence des accidents domestiques constituent deux problèmes de santé publique. Dans ce contexte, la chute de la personne âgée est amenée à polariser en France, comme dans l'ensemble des pays développés, des efforts croissants de l'ensemble des acteurs de la santé et du domaine social. La prévention de la chute du sujet âgé compte parmi les priorités de santé publique. La récurrence de la chute chez les plus de 65 ans et les conséquences physiques (notamment chez les sujets atteints d'ostéoporose), fonctionnelles et sociales qu'elle engendre, justifient la diversité des acteurs impliqués. Parmi ces acteurs, le kinésithérapeute est, de part les prérogatives attribuées à cette profession et le nombre de praticiens en exercice aujourd'hui dans notre pays (près de 60 000), amené à intervenir, en partenariat et en coordination avec d'autres professionnels, en prévention primaire ou secondaire. L'objectif des actes de kinésithérapie est, en prévention primaire et secondaire, de limiter les conséquences néfastes du vieillissement en agissant sur les structures musculaires, articulaires et sensitives et en réhabilitant les fonctions locomotrices et posturales. Pourtant, si la prise en charge kinésithérapique fait l'objet d'un fort consensus international à la fois pour les sujets âgés [Brown, 1999 ; Gillespie *et al.*, 2001 ; Jacquot *et al.*, 1999 ; Santos et Suarez, 2003] et les sujets atteints d'ostéoporose [Bonaiuti *et al.*, 2002 ; McGilvray et Cott, 2000 ; Turner, 2000], les mécanismes d'action et les effets sélectifs de chacune des techniques employées sont mal connus. Les pratiques professionnelles, longtemps placées sous le sceau de l'art ou de l'artisanat, sont poussées, sous l'effet d'un changement de référentiel de société et d'une contrainte économique forte, à être étayées par la preuve. La médecine est aujourd'hui mise en demeure d'être basée sur la preuve (*Evidence-based medicine*), la pratique de la kinésithérapie également. Cette nécessité a été réaffirmée à l'occasion du 14^e congrès mondial de kinésithérapie à Barcelone (*World Confederation for Physical Therapy*) Les termes usités sont la pratique basée sur la preuve

(*Evidence-based practice*) [Cormack, 2003 ; Trudelle, 2003 ; *World Confederation for Physical Therapy*, 2002] ou la kinésithérapie basée sur la preuve (*Evidence-based Physical therapy*) [Maher *et al.*, 2004].

Partant de ce constat, nous avons organisé ce travail en quatre étapes (figure 22). La première étape visait à étudier les performances aux tests cliniques et à les comparer aux performances sur plate-forme de force. La seconde étape avait pour objet de répondre à la question de l'intérêt des programmes de kinésithérapie en général et plus spécifiquement de la pertinence d'un entraînement cognitif simultanément à un entraînement physique et à mesurer les effets à moyen terme sur les performances cliniques des sujets. La troisième étape cherchait à évaluer, si un feedback pourrait permettre à des sujets âgés d'améliorer leurs performances d'équilibre. Enfin la quatrième et dernière étape visait à tester les effets à court terme de techniques de kinésithérapie régionales à destination du rachis cervical, d'une part et des membres inférieurs, d'autre part. Pour cela, deux clés d'entrée ont été explorées : les techniques manuelles ou guidées au niveau des membres inférieurs (massage, mobilisation articulaire et étirements musculaires) et les techniques manuelles au niveau du rachis (massage). (Notons que cette entrée a également bénéficié d'une expérience visant à confirmer l'influence des afférences cervicales sur le contrôle de la posture). Cette étape permet dans le même temps d'apprécier l'importance des entrées proprioceptives issues de ces deux régions dans le contrôle de la posture.

Sur le plan méthodologique, pour évaluer les effets de ces différentes techniques, nous avons utilisé d'une part, des tests cliniques couramment employés en pratique médicale et kinésithérapique, et d'autre part, des tests sur plate-forme de force visant à apprécier en condition quasi statique le contrôle des oscillations posturales. Les premiers étaient destinés à mesurer les modifications fonctionnelles et les seconds à faciliter l'interprétation physiologique des résultats.

Travail préliminaire

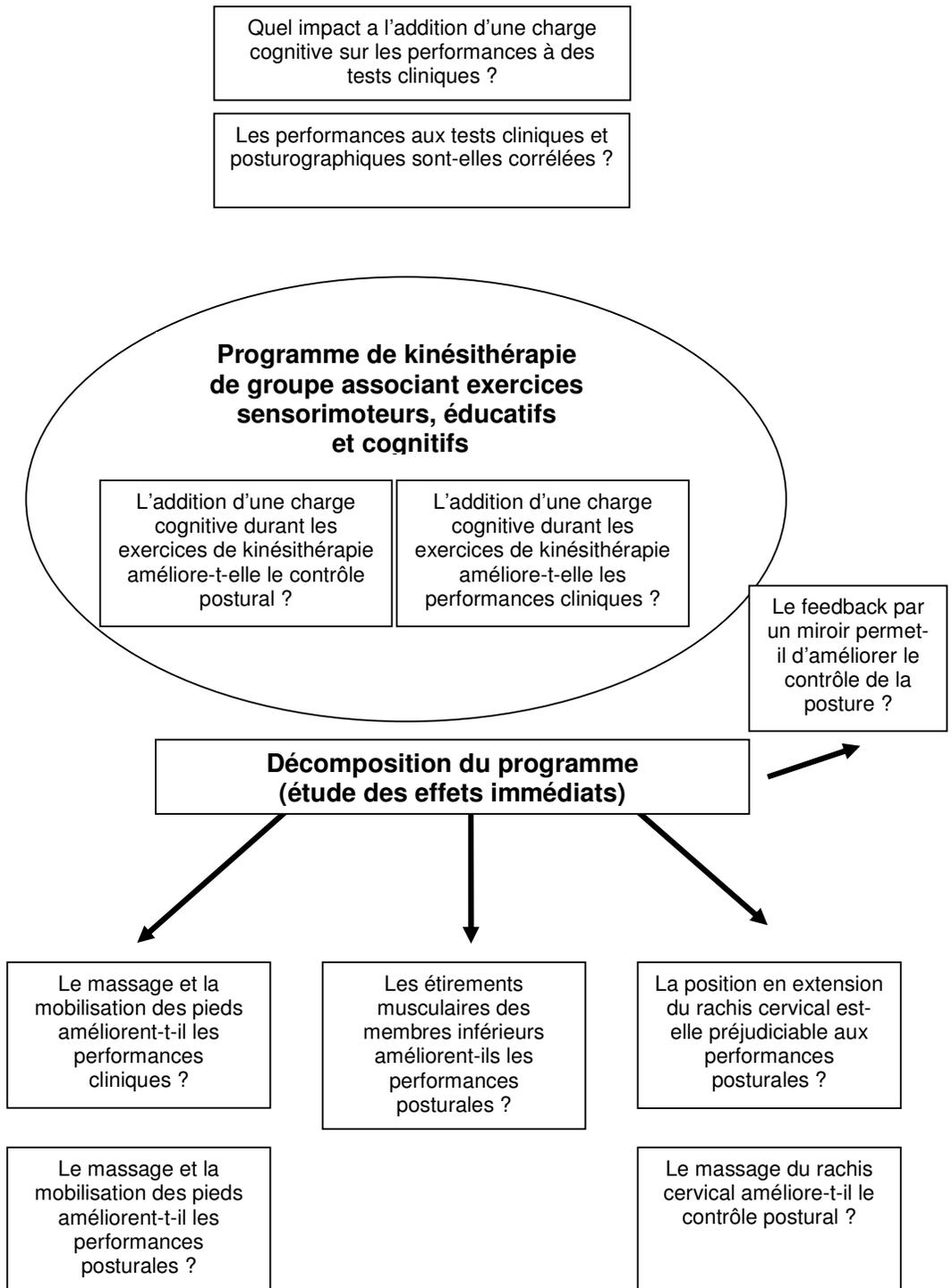


Figure 24: Les questions de recherche

VIII.1 – Évaluer les performances posturales

VIII.1.1 - Corrélation des performances cliniques et des performances sur plate-forme

La réponse en termes de corrélation entre les performances cliniques et les performances sur plate-forme de force montre la complémentarité entre ces deux moyens d'investigation. La non-corrélation entre les performances au *Timed « Up & Go » test* et les performances sur plate-forme peut s'expliquer par le fait que le premier évalue les capacités de locomotion [Mathias *et al.*, 1986 ; Podsadlo et Richardson, 1991], alors que le second apprécie la capacité à tenir un équilibre stable dans une condition quasistatique. Nos résultats ne montrent pas de corrélation entre les deux performances à l'inverse de Mathias *et al.*, [1986]. En revanche, les corrélations obtenues avec l'amplitude de déplacement du centre de pression (CP) et la variabilité de déplacement du CP sont semblables à celles établies par Ekdhal *et al.* [1989].

VIII.1.2 – Effets de l'addition d'une charge cognitive sur les performances cliniques

La diminution des performances avec l'addition d'une charge cognitive est plus sensible pour le *Timed « Up & Go » test* que pour l'appui monopodal [Vaillant *et al.*, soumis]. La tâche à caractère rythmique semble plus affectée par la tâche cognitive de calcul mental et il semble subjectivement que les sujets âgés étaient enclins à donner la priorité à la tâche de calcul. De ce fait, le rythme des pas serait calqué sur les résultats des opérations mentales de soustraction et / ou d'addition.

L'addition d'une seconde tâche de nature cognitive durant la réalisation de tâche posturale provoque, pour certains, des effets d'amélioration de la régulation des oscillations

posturales [Andersson *et al.*, 2002 ; Canal et Pozzo, 1987 ; Hunter et Hoffman, 2001 ; Larue, 1993 ; Maylor *et al.*, 2001 ; Maylor et Wing, 1996 ; Melzer *et al.*, 2001 ; Vuillerme *et al.*, 2000 ; Weeks *et al.*, 2003], alors que d'autres auteurs rapportent le constat opposé [Bloem *et al.*, 2001 ; Bowen *et al.*, 2001 ; Brauer *et al.*, 2001 ; Brown *et al.*, 2002; Dault *et al.*, 2001; Geurts *et al.* 1991 ; Morris *et al.*, 2000; Shumway-Cook, 1997b ; Shumway-Cook et Woollacott, 2000] ou ne constatent pas de différence [Andersson *et al.*, 1998]. Ces différences peuvent être fonction de déterminants : l'âge des sujets [Andersson *et al.*, 1998], leur état de santé et la difficulté des tâches cognitives et posturales. Notre étude montre que chez des sujets âgés autonomes, les résultats divergent selon le type de tâche motrice à réaliser. Si la tâche posturale est statique (appui monopodal), les performances ne sont pas détériorées par l'addition d'une seconde tâche. La tâche cognitive pourrait agir comme un stimulus attentionnel facilitant l'augmentation du niveau d'éveil des sujets âgés. Un constat similaire avait déjà été effectué par Vuillerme *et al.* [2001] chez des enfants trisomiques soumis à des stimuli visuels. L'autre explication possible, est que la nature de la tâche ne nécessite pas d'intervention du système cortical en situation fonctionnelle courante. Le caractère non représentatif de la tâche (se tenir debout sur un pied) occasionnerait une concentration inutile du sujet, surchargeant inutilement le système de contrôle et interférant avec des mécanismes de bas niveau. Il se produirait une perte d'efficacité des boucles de rétroaction autoorganisées affectant la régulation des oscillations posturales [Vuillerme, 2002]. Des expériences antérieures ont montré que des sujets obligés de se déconcentrer de la tâche permettaient de gagner en efficacité posturale [Canal et Pozzo, 1987].

En revanche, si la tâche motrice est plus complexe et nécessite elle-même des ressources attentionnelles, les performances en situation de double tâche sont significativement perturbées. Le *Timed « Up & Go » test* associe diverses tâches (se relever, marche, demi-tour et se rasseoir). Il existe, au cours de cette tâche complexe une addition

d'activités (générer un mouvement, maintenir un équilibre dynamique, contrôler la propulsion, s'adapter aux perturbations extérieures). La gestion des déséquilibres est obtenue par une modification de l'activité des muscles posturaux [Kemoun, 2001] et une mise en route de mouvements rythmiques activés par les zones corticales et sous-corticales. La marche peut être assimilée à un véritable déséquilibre contrôlé. Elle nécessite une activation des zones cérébrales corticales et sous-corticales nécessaires à la réalisation des mouvements rythmiques. L'utilisation du mécanisme de contrôle proactif, visant à assurer la détection des déséquilibres potentiels nécessite l'utilisation de davantage de ressources attentionnelles chez les sujets âgés que chez les sujets jeunes [Woollacott et Tang, 1997]. Dès lors, le fait que le TUG soit plus influencé par l'addition d'une seconde tâche cognitive peut se concevoir.

En situation d'apprentissage, la même différenciation selon la difficulté de la tâche motrice peut être proposée [Vaillant *et al.*, *soumis d*]. Si la tâche motrice est simple (appui bipodal ou appui monopodal), l'addition durant le processus d'apprentissage d'une tâche cognitive est favorable à l'entraînement postural. En revanche, si la tâche motrice est complexe (locomotion, changements de postures), cette même tâche ralentit le processus de réapprentissage.

À partir de ces constats, nous avons étudié les effets d'un programme de kinésithérapie associant l'entraînement cognitif à la réalisation de diverses techniques de kinésithérapie.

VIII.2 - Association d'un travail cognitif pendant la kinésithérapie

VIII.2.1 – Effet d'un programme de kinésithérapie

Trois aspects sont à noter : l'efficacité du programme techniques multiples, sa réalisation en groupe et l'apprentissage d'un programme d'autoentretien. En premier lieu, nos résultats montrent qu'un programme de kinésithérapie de douze séances réparties sur six

semaines permet d'améliorer durablement les performances posturales [Vaillant *et al.*, soumis c]. En effet, il est à noter que l'amélioration amorcée à l'issue des séances de kinésithérapie continue à croître pendant les mois qui suivent. Notre résultat est en accord avec nombre de publications antérieures [Lord *et al.*, 1993,1995 ; Tinetti *et al.*, 1994, notamment] et montre l'intérêt de la kinésithérapie, non seulement à court terme, mais également à moyen terme. En fait, il est à noter que les douze séances ne représentent que six heures d'entraînement. Il ne peut donc s'agir exclusivement d'un effet direct de la kinésithérapie. Il s'agit vraisemblablement d'un effet indirect, c'est-à-dire que la kinésithérapie permet aux patients de reprendre confiance en leurs possibilités. C'est cette confiance qui leur fait reprendre un niveau d'activité propice à un reconditionnement physique. Cette hypothèse explique également l'augmentation du nombre de chutes, notée par certains auteurs à la suite de programmes de réhabilitation. Les sujets, en confiance, sont enclins à reprendre des activités « à risque » [Murlow *et al.*, 1994].

Les programmes par méthodes multiples ont démontré leur efficacité sur l'amélioration de l'équilibre en kinésithérapie [Brown, 1999 ; Gillespie *et al.*, 2001 ; Jacquot *et al.*, 1999 ; McGilvray et Cott, 2000 ; Santos et Suarez, 2003 ; Turner, 2000]. Notre programme confirme ces résultats et démontre une nouvelle fois la possibilité d'améliorer les performances d'équilibre et fonctionnelles de sujets de plus de 70 ans, sous l'effet d'un entraînement kinésithérapique limité (douze séances ou moins). Le programme reprenait, dans ses grandes lignes les dominantes « classiques », c'est-à-dire : renforcement et étirements musculaires, assouplissement articulaire (tout particulièrement de la cheville), entraînement de l'équilibre et exercices fonctionnels de locomotion, de transferts et de relevé de sol. En revanche, à notre connaissance, peu (voire aucun) des programmes destinés à améliorer les performances d'équilibre de sujets âgés ou à prévenir le risque de chute n'avaient intégré, de manière systématique, des massages de la sole plantaire et une kinésithérapie cervicale. Ces

deux composantes, intéressantes dans le contrôle de l'équilibre (*Cf. supra*) ont pu être facilement utilisées chez ces sujets. Les massages plantaires participaient à l'échauffement sensoriel et à l'éveil corporel. Les exercices oculocervicaux basés sur des programmes visant à obtenir une diminution des tensions musculaires et à améliorer le contrôle moteur cervical sont connus pour améliorer les capacités kinesthésiques de sujets cervicaux d'âge semblable aux sujets de notre population [Revel *et al.*, 1994 ; Vaillant *et al.*, 1995]. Cet effet pourrait, chez des sujets sensiblement du même âge, se traduire par une amélioration des performances posturales.

En second lieu, notre programme démontre, s'il en était encore besoin (tout au moins dans la culture latine de la kinésithérapie), l'efficacité d'un programme de kinésithérapie de groupe. Il faut en effet souligner que la kinésithérapie n'était pas réalisée, comme le plus souvent en France (et dans les pays latins) en séance individuelle. Les résultats ont néanmoins été favorables en créant notamment une émulation signalée par de nombreux patients.

Enfin, en troisième lieu, la prescription systématique d'exercices à la maison semble pouvoir être mentionnée comme un élément favorable à la poursuite de l'amélioration au-delà de la prise en charge proprement dite. Les effets à moyen terme, trois mois après l'arrêt de tout traitement kinésithérapique, démontrent la pérennité des acquis. Au demeurant, le programme d'autokinésithérapie destinée à favoriser la conservation des gains obtenus a même permis aux patients de continuer à progresser. Les grandes lignes de ce programme reprenaient les items traités durant les séances contrôlées par un kinésithérapeute en maintenant les particularités signalées plus haut (massage plantaire à l'aide d'une balle de tennis et exercices d'entretien cervical). Outre l'effet intrinsèque de cet entretien dont l'observance n'a pas été étudiée, la dynamisation des sujets rapportée par nombre d'entre eux a vraisemblablement été déterminante pour la conservation des gains fonctionnels.

Cette prescription d'exercices à l'issue d'une prise en charge avait déjà été évaluée (avec succès) par Barnett *et al.* [2003]. Nombre d'autres auteurs avaient, pour leur part, discuté l'intérêt d'une prise en charge purement éducative [Campbell *et al.*, 1997 ; Ebrahim *et al.*, 1998 ; Robertson *et al.*, 2001a, 2001b].

Outre ces aspects, notre programme de kinésithérapie avait pour originalité, comme l'avaient suggéré Shumway-Cook *et al.* [2001] d'intégrer une composante cognitive.

VIII.2.2. Effets d'un entraînement cognitif additionnel durant les séances de kinésithérapie.

Dans l'ensemble, nos résultats montrent que l'addition d'un entraînement cognitif semble favorable au réapprentissage du contrôle postural statique [Vaillant *et al.*, *soumis c*].

La grille de lecture des résultats utilise la division en compartiments fonctionnels des systèmes d'organisation et de contrôle de la motricité, proposée par Paillard [1990, 1994]. Le premier système, qualifié de système sensorimoteur en relation directe avec l'environnement fournit des réponses immédiates aux informations qu'il reçoit. Le second système, qualifié de système cognitif, assure la rétention de connaissances et des expériences motrices vécues et permet d'élaborer des conduites intentionnelles qui impliquent dans certains cas (leur origine notamment) des processus mentaux. Cette modélisation en deux compartiments interroge sur les interactions fonctionnelles qui s'établissent entre eux. Le dialogue entre les processus sensorimoteurs et les processus cognitifs dans le contrôle de la posture est améliorable par une pratique éducative ou rééducative [Vuillerme, 2002]. L'amélioration des performances posturales, à l'issue d'un programme de kinésithérapie, pourrait ne pas être uniquement liée à la quantité et / ou à la qualité des informations sensorielles et des réponses motrices. Il pourrait s'agir d'un réajustement des mécanismes intégrateurs de plus haut niveau.

Les conséquences en termes de pratique clinique sont multiples. Cela suggère l'importance d'intégrer à la fois, des exercices (massage, mobilisation, étirements, par exemple) ou des matériels (semelles plantaires, par exemple), visant à améliorer la qualité et la quantité des informations sensorielles et à y associer des exercices à visée cognitive afin de stimuler les réajustements des systèmes d'intégration de l'information.

Parmi les techniques employées, au décours de ce programme de kinésithérapie, un certain nombre d'entre-elles semblent offrir des effets immédiats. Certaines nécessitent la participation d'un kinésithérapeute (massage et mobilisation), d'autres peuvent être réalisées par les patients après un apprentissage avec un praticien (étirements musculaires, travail de l'équilibre face à un miroir).

VIII.3 - Effet des techniques de kinésithérapie

Dans un dernier temps, nous nous sommes proposé (1) d'évaluer les effets des techniques manuelles, guidées ou instrumentales de kinésithérapie appliquées au rachis cervical, aux membres inférieurs ou à l'ensemble du corps et (2) d'en discuter le mode d'action.

VIII.3.1 - Au niveau des membres inférieurs

Les techniques manuelles de massage de la sole plantaire et de mobilisation de la cheville et du pied [Vaillant *et al.*, soumis a & b], comme les techniques d'étirement musculaire occasionnent une amélioration des performances posturales traduites, pour certaines, lors de la réalisation de tests cliniques, mais également lors des tests sur plateforme. Ces trois méthodes mettent également en valeur une amélioration centrée sur le plan antéropostérieur. L'importance sensitive de la sole plantaire et la diminution de sa sensibilité chez les sujets âgés a été récemment confirmée par plusieurs auteurs [Belhassen et Pelissier,

1999 ; Courtemanche *et al.*, 1996 ; Kavounoudias *et al.*, 1999ab, 2001 ; Kenshalo, 1986 ; Kwon *et al.*, 2003 ; Menz *et al.*, 2004 ; Perry *et al.*, 2000 ; Skinner *et al.*, 1984].

Deux approches peuvent éclairer les gains obtenus : biomécanique et neurosensorielle. **Au niveau biomécanique**, le massage plantaire est réputé assouplir les téguments superficiels (capitons plantaires des orteils, des têtes des métatarsiens et de la zone talonnière) et les muscles squelettiques propres du pied les plus superficiels ou accessibles (abducteurs du gros orteil, adducteur du cinquième orteil, interosseux, et court fléchisseur plantaire). L'association avec des manœuvres de mobilisation analytique de l'ensemble des articulations du pied (interphalangiennes, métatarsophalangiennes, tarsométatarsiennes, médiotarsienne, subtalaire et tibiotarsienne) renforce les effets d'étirement des muscles propres du pied et des muscles polyarticulaires lors des manoeuvres polyarticulaires. Chez les sujets âgés, les structures tégumentaires sont souvent épaissies (notamment du fait d'une augmentation de la couche cornée) et asséchées ? Il est donc peu probable que le massage ait pu, en une seule séance, réguler ces phénomènes. De plus, les actes de pédicurie-podologie paraissent plus adaptés. Les travaux d'André-Deshays *et al.* [1988] ne plaident pas pour une action sur la sole plantaire qui aurait due se traduire par une amélioration de la kinesthésie dans le plan médiolatéral. Par contre, l'hypoextensibilité musculaire et la raideur articulaire générale pourraient avoir bénéficié de l'association massage et mobilisation du pied, par une action plastique sur les tissus superficiels musculaires et aponévrotiques (massage et mobilisation) ou profonds musculaires et capsuloligamentaires (mobilisation). L'orientation majoritaire des axes de mobilité articulaire et des structures dans le plan antéropostérieur et l'importance rapportée de la flexion dorsale de la cheville sur les performances d'équilibre apportent un argument à un effet mécanique de ce type. L'effet des étirements passifs des muscles des membres inférieurs va dans le sens de cette hypothèse. Les modifications des valeurs, dans le plan antéropostérieur, des données du CP-CGv, chez les sujets âgés après la réalisation des

étirements, plaident pour une diminution de la « raideur » musculaire chez les sujets hypo-extensibles. Notons en effet que chez les sujets jeunes, donc *a priori* à la musculature plus souple, cette modification de la raideur musculaire n'a pas été retrouvée.

Au niveau neurosensoriel, trois zones anatomiques riches en récepteurs sensitifs étaient stimulées : la sole plantaire (riche en mécanorécepteurs sensibles aux changements de pression), les récepteurs articulaires de la cheville et du pied et les récepteurs musculo-tendineux (fuseau- neuromusculaire et organe tendineux de Golgi). L'hypothèse d'une hyperstimulation des récepteurs peut être envisagée. Elle pourrait induire une modification du seuil de sensibilité. Elle pourrait expliquer une amélioration rapide (en seulement moins de 20 minutes pour le massage mobilisation et 12 minutes pour les étirements) des performances chez des sujets âgés déficients qui peut difficilement correspondre à une modification structurelle de la structure nerveuse périphérique. Mais l'hypothèse d'un réarrangement, au niveau central des afférences issues des différents modules, est possible. Les sujets pourraient basculer d'une gestion excluant l'utilisation des afférences de la cheville et du pied (position « *off* ») [Pyykko, 1993] à une gestion intégrant à nouveau ces afférences (position « *on* »).

Pour valider cette hypothèse, il serait intéressant d'étudier si les stratégies d'équilibre postural sont modifiées après la kinésithérapie. Autrement dit, les sujets âgés qui utilisent préférentiellement une stratégie de hanche du fait des détériorations des informations sensorielles auraient la possibilité d'utiliser une stratégie de cheville, ou plus raisonnablement, de « mixer » à profit les deux stratégies du fait de l'hyperstimulation sensorielle de l'ensemble de la région distale.

L'amélioration clinique observée permet d'affirmer que les gains obtenus ont une traduction fonctionnelle immédiate. Si l'effet fonctionnel de techniques de kinésithérapie (massage, étirements) était connu comme immédiat, notamment chez les sujets jeunes et sportifs, ce constat, chez des sujets âgés sains, apporte des arguments à la conservation d'une

plasticité malgré l'avancement en âge. Des techniques même limitées dans leur point d'impact peuvent engendrer des gains qui sont immédiatement intégrés dans le processus de contrôle de l'équilibre. Ces résultats posent question sur la stratégie habituelle de prise en charge kinésithérapique, préventive de la chute ou d'amélioration de l'équilibre, qui intègre le plus souvent des exercices divers et variés [Brown, 1999 ; Gillespie *et al.*, 2001 ; Jacquot *et al.*, 1999 ; McGilvray et Cott, 2000 ; Santos et Suarez, 2003 ; Turner, 2000] de manière à toucher tour à tour les différents systèmes sensoriels et moteurs potentiellement affaiblis. Ne conviendrait-il pas mieux d'identifier par une évaluation de chacun des modules sensoriels ou moteurs impliqués dans le processus de vieillissement postural, ceux impliqués et proposer, au cas par cas, une réponse thérapeutique. Cette voie mériterait d'être explorée. Encore faudrait-il savoir si les modules les plus déficients sont ceux qui sont les plus aptes à progresser ou, au contraire, s'il faut chercher des suppléances avec les modules les moins touchés par le processus de vieillissement et également connaître de manière précise l'efficacité des techniques et méthodes de kinésithérapie ou de rééducation.

VIII.3.2 - Au niveau du rachis cervical

L'impact des massage cervicaux sur les performances posturales et l'influence néfaste de la position en extension du rachis cervical valident deux éléments : l'effet du massage et l'importance des afférences cervicales dans le contrôle de la posture. Ce deuxième aspect confirme des travaux antérieurs qui avaient montré que les afférences cervicales concourent à l'équilibre [Lund et Broberg, 1983] et que les sujets cervicalgiques ou présentant des défauts de tension ou une fatigue musculaire cervicale ont une détérioration de leurs performances posturales [Kalberg *et al.*, 1995 ; Koskimies *et al.*, 1997 ; Michaelson *et al.* [2003] Schieppati *et al.*, 2003 ; Wöber *et al.*, 1999]. La position en extension du rachis cervical avait déjà été définie comme néfaste aux performances posturales chez des sujets féminins [Straube *et al.*, 1988]. Notre étude est en parfait accord avec ces résultats. Chez des sujets présentant une

névrалgie cervicobrachiale, l'effet de la kinésithérapie sur le contrôle de la posture n'avait pu être formellement démontré [Persson *et al.*, 1996].

Notre étude semble démontrer un fait empiriquement connu, le massage produit un effet positif. Plus difficile est d'expliquer le ou les mécanismes explicatifs. Trois hypothèses reflétant les effets habituellement décrits du massage peuvent être formulées : l'hypothèse vasculaire, l'hypothèse mécanique et l'hypothèse neurosensorielle. **L'hypothèse vasculaire** est, dans le cas du massage cervical, la moins argumentée. En effet, les manœuvres de massage sont, du fait de la complexité régionale du système veineux, appliquées sans direction particulière. Ce simple constat n'exclut toutefois pas l'effet vasomoteur réflexe souvent décrit (vasodilatation réflexe), mais la préétude sur les effets de l'effleurage (dont les effets vasomoteurs sont connus) ne semble pas étayer cette piste de réflexion. **L'hypothèse mécanique** est que les techniques de massage qui étaient associées lors de certaines manœuvres (pétrissage et étirement manuels des trapèzes supérieurs, notamment) pourraient avoir modifié les longueurs ou les tensions musculaires. L'association d'une tension musculaire importante avec une diminution des performances posturales a déjà été faite [Koskimies *et al.*, 1997]. La diminution de tension produite par le massage pourrait expliquer l'amélioration des performances posturales. Une étude est en cours pour valider cette hypothèse. **L'hypothèse neurosensorielle** s'appuie sur deux éléments. Le rachis cervical est une zone anatomique particulièrement riche en récepteurs musculaires et articulaires [Abrahams et Richmond, 1988 ; Mc Lain et Pickar, 1998]. Le massage pourrait, par ces actions sur les systèmes musculaires et articulaires, provoquer une activation de l'ensemble de ces récepteurs. Dans une expérience à laquelle, nous avons participé, il y a quelques années [Revel *et al.*, 1994], nous avons pu mettre en évidence une amélioration de la kinesthésie cervicale après 12 séances de kinésithérapie oculocervicale. Cependant, les techniques sont très différentes. La validation de cette hypothèse nécessiterait l'emploi d'un test de

repositionnement céphalique [Revel *et al.*, 1991] avant et après un massage cervical, pour évaluer les modifications de la kinesthésie cervicale. Une étude est en cours de développement pour tester cette hypothèse.

L'intégration de techniques de kinésithérapie cervicale est une piste à explorer chez les sujets âgés présentant un déficit de la posture ou de l'équilibre. Plusieurs techniques peuvent être évoquées : rééducation oculocervicale [Vaillant *et al.*, 1995], massage cervical ou renforcement et étirements musculaires [Vaillant, 1996].

VIII.3.3 - Utilisation d'un feedback visuel

Le feedback par miroir permet aux sujets âgés d'améliorer leur contrôle postural [Vaillant *et al.*, 2004]. Ces résultats sont intéressants, puisqu'ils ouvrent la voie à un travail de l'équilibre en autoentretien par le patient. En effet, parmi les grandes dominantes du traitement kinésithérapique de prévention de la chute, les techniques de renforcement musculaire, d'assouplissement articulaire et d'entraînement aérobie peuvent être employées sous le contrôle d'un praticien ou être pratiquées, à domicile, à partir d'un programme établi quantitativement et qualitativement. Pour l'amélioration du contrôle de l'équilibre, chez les sujets âgés, les programmes à domicile étaient limités à des exercices volontairement sans risques pour lesquels il était difficile de donner aux patients des indicateurs qualitatifs. Les systèmes asservis par informatique sont encore aujourd'hui réservés à un emploi en institution ou en cabinet libéral de kinésithérapie. L'emploi du miroir est d'un accès facile pour la majorité des patients. Il permet à partir d'une posture simple à réaliser de travailler qualitativement l'équilibre postural. Cette activité conduit les patients à mieux gérer leur stabilité latérale dont le déficit a été identifié comme déterminant dans le risque de chute [Maki *et al.*, 1994 ; Lord *et al.*, 1999]. Il reste à démontrer l'effet d'apprentissage de ce type

d'entraînement et de la transférabilité des acquis posturaux dans les actes de la vie quotidienne.

VIII.4 - Conclusion et perspectives

Notre travail s'inscrit dans une problématique de santé publique : la prévention de la chute et de ses conséquences chez les sujets âgés. Dans cette première phase, il s'est focalisé sur les sujets âgés autonomes (classés selon la grille AGGIR en GIR5 ou GIR6) qui représentent 93,4 % de la population de plus de 65 ans [Sermet, 2001]. Des développements chez des sujets âgés fragiles sont envisagés à moyen terme.

Nos résultats (figure 25) démontrent l'intérêt des techniques physiques de réhabilitation de l'équilibre des sujets âgés. Dans les expériences préliminaires, il a été confirmé l'intérêt d'utiliser conjointement des mesures cliniques et des mesures instrumentales sur plate-forme de force. L'addition de charge cognitive durant la réalisation de tests cliniques usuels (*Timed « Up & Go » test* et appui monopodal) ne semble pas mieux discriminer les sujets chuteurs des sujets non chuteurs. Mais la diminution de performance constatée lors des situations de double tâche (posturale et cognitive) interroge sur l'incidence des consignes données aux sujets âgés lors de la réalisation de tâches posturales en kinésithérapie. Une étude préliminaire [Montéro, 2003], réalisée chez des sujets atteints de la maladie de Parkinson, avait montré l'effet défavorable sur la performance, des stimuli auditifs au cours de la marche. Nous menons actuellement une étude chez une population de sujets âgés autonomes pour évaluer la différence de performance posturale selon la consigne donnée.

Travail préliminaire

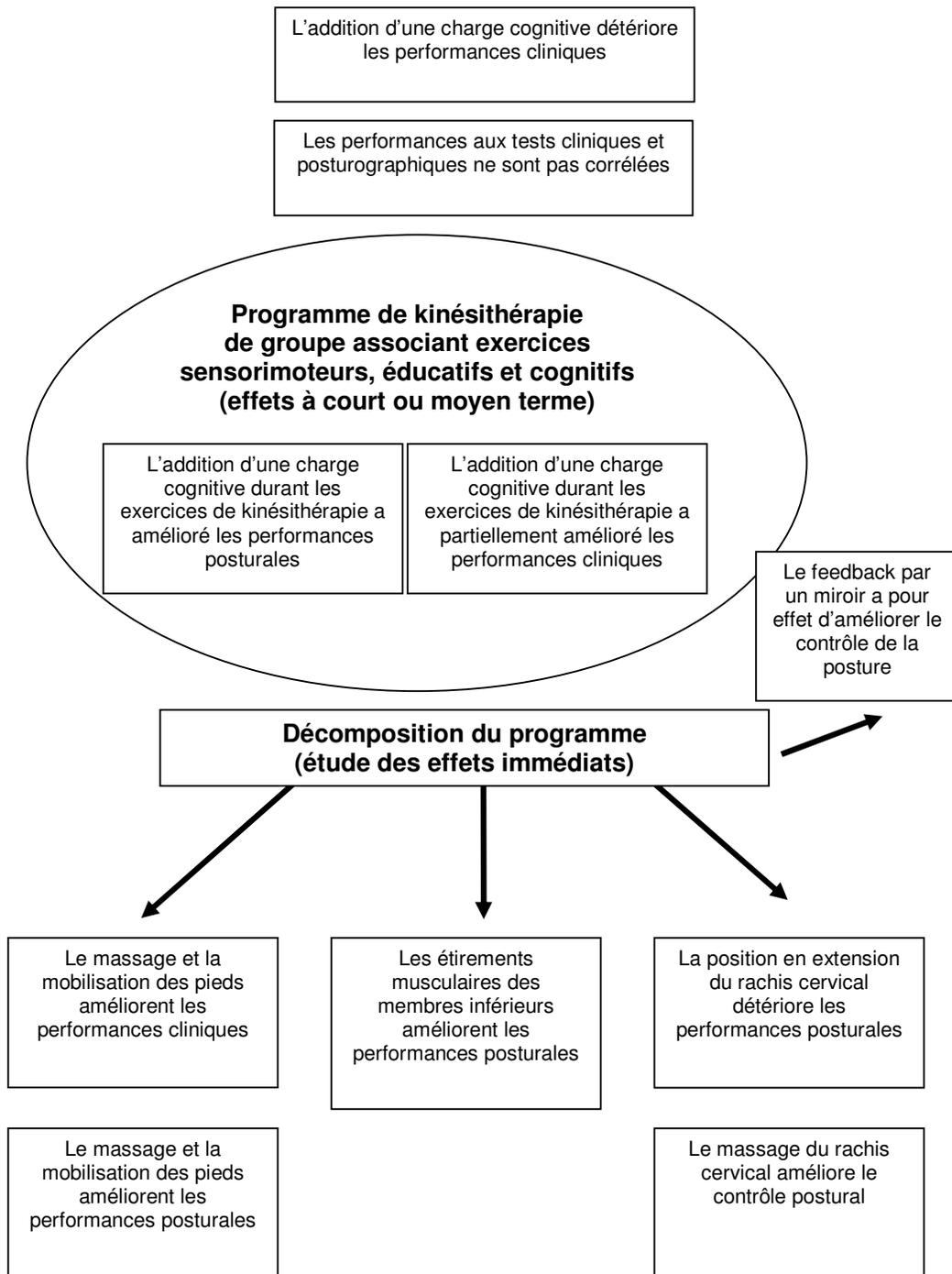


Figure 25: Les résultats de la recherche

Dans la phase expérimentale proprement dite, il a été, en premier lieu, mis en évidence l'effet positif global, sur les performances d'équilibre, à moyen terme et trois mois après l'arrêt des séances de kinésithérapie, d'une prise en charge kinésithérapique intégrant des techniques multiples (massage, assouplissements, rééducation oculocervicale, renforcement et étirements musculaires, exercices de locomotion et de transfert, relevés depuis le sol, jeux d'adresse et de coordination).

Il reste cependant à évaluer les conséquences des bénéfices posturaux obtenus, en termes de diminution réelle du nombre de chutes. Il serait utile, d'autre part, de connaître l'observance des prescriptions d'exercices de kinésithérapie. Afin de répondre à ces questions, une enquête pour évaluer la fréquence des chutes à trois ans et l'observance des prescriptions d'exercices est prévue.

Nous avons, en second lieu, également montré l'effet à court terme de techniques de kinésithérapie (massage, mobilisation, étirements musculaires). Des études sont en cours pour différencier les techniques associées dans nos protocoles (massage et mobilisation pour l'extrémité distale du membre inférieur et massage et étirement pour le rachis cervical). Enfin, l'effet itératif et la durabilité dans le temps méritent d'être explorés. Dans le même temps, l'efficacité de ces techniques régionales confirme l'implication du rachis cervical et de l'extrémité distale du membre inférieur (articulations de la cheville et du pied et sole plantaire) dans le contrôle de la posture debout. Des travaux sont actuellement en cours ou en phase d'achèvement pour (1) différencier le rôle des afférences articulaires du rôle des afférences de la sole plantaire, (2) comparer les effets des techniques de mobilisation du pied et de la cheville avec les effets du massage de la sole plantaire, (3) évaluer les modifications de la kinesthésie du rachis cervical à la suite d'étirements et de massages, (4) mesurer l'effet de la fatigue des muscles cervicaux [Vuillerme *et al.*, *soumis*] et (5) déterminer l'implication des afférences lombaires dans le contrôle de la posture.

Références bibliographiques

- Abrahams VC, Richmond FJR. Specialization of sensorimotor organization in the neck muscle system, pp 125-135. In Pompeiano O, Allum JHJ (Eds). Progress in brain research, Vol 76. Elsevier, 1988.
- Albrand G, Midley JF, Beria J. Épidémiologie des chutes dans les institutions gériatriques. pp 7-13. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). La chute de la personne âgée. Masson, Paris, 1999.
- Alexander NB. Postural control in older adults. J Am Geriatr Soc 1994;42:93-108.
- Allen A, Simpson JM. A primary care based fall prevention programme. Physiotherapy Theory and Practice 1999 ;15 :121-133.
- Amblard B. Les descripteurs du contrôle postural. Ann Réadapt Med Phys 1998 ;41 ;225-237.
- American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, American Academy of Orthopedic Surgeons Panel on fall prevention. Guideline for the prevention of falls in older persons. J Am Geriatr Soc 2001; 49:664-672.
- Anand V, Buckley JG, Scally A, Elliott DB. Postural stability in the elderly during sensory perturbation and dual tasking: the influence of refractive blur. Invest Ophthalmol Vis Sci 2003;44(7):2885-2891.
- Andersson G, Yardley L, Luxon L. A dual task study of interference between mental activity and control of balance. Am J Otol 1998 ;19 :632-637.
- André-Deshays C, Revel M. Évaluation de la sensibilité kinesthésique de la cheville. Application à la rééducation. Ann Réadapt Med Phys 1988 ; 31 : 367-376.
- Ankri J. Risque iatrogène et population âgée. Actualité et dossier en Santé Publique 1999 ;27 :41-43.

Arnaud B, Dupeyron G, Bazalgette C, Sharifi-Ghanaat N, Lafleur F, Veronat M, Le Manac'h L.

Dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA), basse vision, orientation et mobilité, pp 248-255. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). La chute de la personne âgée. Masson, Paris, 1999.

Association Médicale Canadienne. Lignes directrices de pratique clinique 2002 pour le diagnostic et le traitement de l'ostéoporose au Canada. JAMC 2003;168(6suppl):SF1-SF38.

Balooch RW, Corona S, Jacobson KM, Enrietto JA, Bell T. A prospective study of posturography in normal older people. J Am Geriatr Soc 1998 ; 46 (4) :438-443.

Bandy WD, Irion JM, Briggel M. The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. J Orthop Sports Phys Ther. 1998; 27(4):295-300.

Bandy WD, Irion JM. The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. Phys Ther. 1994;74:845-852.

Barnett A, Smith B, Lord SR, Williams M, Baumand A. Community-based group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: a randomised controlled trial. Age Ageing 2003; 32(4):407-414.

Beauchet O, Diana MC, Blanchon MA, Imler D, Gonthier R. Chutes chez le sujet âgé hospitalisé. pp 13-22. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). La chute de la personne âgée. Masson, Paris, 1999.

Beauchet O, Dubost V, Mourey F. Apprentissage et désapprentissage de la marche: apport d'une approche cognitive. Kinésithérapie, les annales 2002 ;7 :23-24.

Belhassen S, Pelissier J. Vieillesse de la sensibilité plantaire. pp 63-75. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). La chute de la personne âgée. Masson, Paris, 1999.

Belhassen S. Chute et altération de la vision. pp 86-91. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). La chute de la personne âgée. Masson, Paris, 1999a.

- Belhassen S. Conséquences du maintien prolongé au sol. pp 185-190. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). La chute de la personne âgée. Masson, Paris, 1999b.
- Berg K, Maki BE, Williams JI, Holiday PM, Wood-Dauphinée SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. Arch Phys Med Rehab. 1992;73; 1073-1080.
- Berg K, Wood-Dauphinée S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly : preliminary development of an instrument. Physiotherapy Canada 1989b,41,6,304-310.
- Berg, K. Balance and its measure in the elderly : a review. Physiotherapy Canada; 1989a ;41;5:240-246.
- Bergland A, Pettersen AM, Laake K. Functional status among elderly Norwegian fallers living at home. Physiotherapy Recherche International 2000, 5, 1, 33-45.
- Bessou M, Lafont C, Dupui P, Séverac A, Bessou P. Vieillesse normale et pathologique du système postural. pp 73-78. In : Lacour M. Posture et équilibre : pathologies, vieillissement, stratégies, modélisation. Sauramps médical, Paris, 1998.
- Blin E, Weber B. Stabilité, peur de chuter et mesures stabilométriques du déplacement volontaire maximal. pp 113-120. In : Lacour M. Posture et équilibre : nouveautés conceptuelles instrumentales et cliniques. Solal, Marseille, 2001.
- Bloem BR, Valkenburg VV, Slabbekoorn M, van Dijk JG. The multiple tasks tests. Strategies in Parkinson's disease. Exp Brain Res 2001;137(3-4):478-486.
- Bloem BR, Valkenburg VV, Slabbekoorn M, Willemsen MD. The multiple tasks test: development and normal strategies. Gait Posture 2001;14(3):191-202.
- Bogle Thorbahn LD, Newton RA. Use of the berg balance test to predict falls in elderly persons. Physical Therapy. 1996;76; 6:576-585.

- Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical Therapy* 1984 ;64 :1067-1070.
- Bonaiuti D, Schea B, Iovine R, Negrini S, Robinson V, Kemper HC, Wells G, Tugwell P, Cranney A. Exercise for preventing and treating osteoporosis in postmenopausal women (Cochrane Review). *The Cochrane Library*, Issue 3, Oxford, 2002.
- Borger LL, Whitney SL, Redfern MS, Furman JM. The influence of dynamic visual environments on postural sway in the elderly. *J Vestib Res* 1999 ; 9, 3 : 197-205.
- Boulgarides LK, McGinty SM, Willet JA, Barnes CW. Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Phys Ther.* 2003;83(4):328-339.
- Bowen A, Wenman R, Mickelborough J, Foster J, Hill E, Tallis R. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age Ageing* 2001;30(4):319-323.
- Brach JS, Van Swearingen JM. Physical impairment and disability: relationship to performance of activities of daily living in community-dwelling older men. *Phys Ther* 2002;82(8):752-761.
- Brauer S, Burns Y, Galley P. Lateral reach : a clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physiotherapy Research International* 1999, 4, 2,81-88.
- Brauer SG, Woollacott M, Shumway-Cook A. The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance impaired and healthy elders. *Gait Posture* 2002;15:83-93.
- Brauer SG, Woollacott M, Shumway-Cook A. The interaging effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2001 ; 56 (8):M489-496.
- Braun, BL. Knowledge and perception of Fall-Related risk factors and fall-reduction techniques among community-dwelling elderly individuals. *Physical Therapy* 1998;78;1262-1276.

- Bravo G, Gautier P, Roy PM, Payette H, Gaulin P, Harvey M, Peloquin L, Dubois MF. Impact of 12-month exercise program on the physical and psychological health of osteoporotic women. *J Am Geriatr Soc* 1996;44(7):756-762.
- Briggs RC, Gossman MR, Birch R, Drews JE, Shaddeau SA. Balance performance among noninstitutionalized elderly women. *Phys Ther* 1989;69(9):748-756.
- Brill PA., Probst JC, Greenhouse DL, Schell B, Macera CA. Clinical feasibility of a free-weight strength-training program for older adults. *J Am Board Fam Pract* 1998 Nov-Dec ;11(6) :445-451.
- Brosky JA, Nitz AJ, Malone TR, Caborn DNM, Rayens MK. Intrarater reliability of selected clinical outcome measures following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999;29(1):39-48.
- Brown AP. reducing falls in elderly people : A review of exercise interventions. *Physiotherapy Theory and Practice* 1999 ;15 :59-68.
- Brown LA, Shunway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands and postural recovery : the effects of aging. *J Gerontol A Biol Med Sci* 1999 ; 54 , 4 : M 165-171.
- Brown LA, Sleik RJ, Winder TR. Attentional demands for static postural control after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:1732-1735.
- Brown M, Holoszy JO. Effects of walking, jogging and cycling on strength, flexibility, speed and balance in 60- to 72-year olds. *Aging (Milano)* 1993;5(6):427-434.
- Buchner DM, Beresford SA, Larson EB, LaCroix AZ, Wagner EH. Effects of physical activity on health status in older adults. II. Intervention studies. *Annu Rev Public Health* 1992;13:469-488.
- Buchner DM, Cerss ME, de Lateur BJ, Esselman PC, Margherita AJ, Price R, Wagner EH. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997;52(4):M218-M224.

Buchner DM, Cress ME, de Lateur BJ, Esselman PC, Margherita AJ, Price R, Wagner EH. A comparison of the effects of three types of endurance training on balance and other risk factors in older adults. *Aging (Milano)* 1997;9(1-2):112-119.

Buchner DM, Cress ME, de Lateur BJ, Esselman PC, Margherita AJ, Price R, Wagner EH. The effects of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997;52(4):M218-224.

Butler RN, Davis R, Lewis CB, Nelson ME, Strauss E. Physical fitness : exercise prescription for older adults. 3. *Geriatrics* 1998 Nov ;53(11) :45-46, 49-50, 52-54.

Campbell AJ, Robertson MC, Gardner MM, Norton RN, Tilyard MW, Buchner DM. Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women. *BMJ* 1997;315:1065-1069.

Canal M, Pozzo T. Informations visuelles en gymnastique. pp 118-136. In: Hoshizaki TB, Samela JH, Petiot B. (Eds). *Diagnostics, treatment and analysis of gymnastic talent*. Sport Psyche Editions, Montréal, 1987.

Castelnovo G, Labauge P. Chutes et maladies neurologiques. pp 94-97. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.

Chandler JM, Duncan PM, Kochersberger G, Studenski S. Is lower extremity strenght gain associated with improvement in physical performance and disability in frail, community-dwelling elders ? *Arch Phys Med Rehabil* 1998 ;79 :24-30.

Chang H, Krebs D. Dynamic balance control in elders : Gait initiation assessment as a screening tool. *Arch Phys Med Rehabil* 1999 ;80 :490-494.

Chaumont O. (sous la direction de Vaillant J et Viel E). *Mémoire de maîtrise*. Université Joseph Fourier, Grenoble 1, 2003.

- Chauvin de Rangot MC, Faroult M. Le relever du sol : évaluation et reconstruction de la mémoire motrice. *Kinésithérapie, les annales* 2002 ;7 :20-21.
- Chesworth BM, Vandervoort AA. Age and passive ankle stiffness in healthy women. *Phys Ther*. 1989;69(3):217-224.
- Chou LS, Kaufman KR, Hahn ME, Brey RH. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait Posture* 2003;18(3):125-133.
- Clark S, Rose DJ. Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: A generalizability study of the limits of stability test. *Arch Phys Med Rehabil* 2001 ;82 :468-474.
- Close J, Ellis M, Hooper R, Glucksman E, Jackson S, Swift C. Prevention of falls in the elderly trial (PROFET): a randomised controlled trial. *Lancet* 1999;353(9147):93-97.
- Collectif de Gériatres : Corpus de Gériatrie. Chapitre 4 : Les chutes. France, janvier 2000, pp 41-50.
- Collège des enseignants en neurologie. Référentiel national (France) : troubles de la marche et de l'équilibre, chutes chez le sujet âgé. Août 2002, 11 p.
- Condron JE, Hill KD. Reliability and validity of a dual-task force platform assessment of balance performance : effect of age, balance impairment, and cognitive task. *J Am geriatr Soc* 2002;50(1):157-162.
- Cormack JC. Evidence-based practice... What is it and how do I do it? *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32(10):484-487.
- Cornillon E, Blanchon MA, Ramboatsisetraina P, Braize C, Beauchet O, Dubost V, Blanc P, Gonthier R. impact d'un programme de prévention multidisciplinaire de la chute chez le sujet âgé autonome vivant à domicile, avec analyse avant-après des performances physiques. *Ann Réadaptation Méd Phys* 2002 ;45 :493-504.

- Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. Intrasession reliability of the center of pressure minus center of mass variable of postural control in healthy elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 2000 ; 81 (1) : 45-48.
- Cottee MA. Recognising medical reason for falling. *Physiotherapy Theory and Practice*, 1999 ; 15 : 135-140.
- Courtemanche R, Teasdale N, Boucher P, Fleury M, Lajoie Y, Bard C. Gait problem in neuropathic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77:849-855.
- Creel GL, Light KE, Thigpen MT. Concurrent and construct validity of scores on the timed movement battery. *Physical Therapy* 2001; 81:789-798.
- Cress ME, Buchner DM, Questad KA, Esselman PC, deLateur BJ, Schwartz RS. Exercise: effects on physical functional performance in independent older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999 May ; 54 (5) : M 242-248.
- Crilly RG, Willems DA, Trenholm KJ, Hayes KC, Delapierre-Richardson LF. Effect of exercise on postural sway in the elderly. *Gerontology* 1989;35(2-3):137-143.
- Danis CG, Krebs DE, Gill-Body KM, Sahrman S. Relationship between standing posture and stability. *Physical Therapy* 1998 ;78 :502-517.
- Dault MC, Geurts AC, Mulder TW, Duysens J. Postural control and cognitive task performance in healthy participants while balancing on different support-surface configurations. *Gait Posture* 2001; 14(3):248-255.
- Dayhoff NE, Surhrheinrich J, Wigglesworth J, Topp R, Moore S. Balance and muscle strenght as predictors of frailty among older adults. *J Gerontol Nurs* 1998 ; 24, 7 : 18-27.
- De Rekeneire N, Gentry A, Donnadel G. Chutes chez les personnes âgées vivant à domicile : prévalence, incidence, circonstances et morbidité. pp 1-7. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.

- Deyer TM, Ashton-Miller JA. Unipedal balance in healthy adults: Effect of visual environments yielding decreases lateral velocity feedback. *Arch Phys Med Rehabil* 1999 ;80 :1072-1077.
- Di Fabio RP, Seay, R. Use of the fast evaluation of mobility, balance, and fear in the elderly community dwellers : validity and reliability. *Physical Therapy* 1997;77; 9 : 904-917.
- Di Fabio RP. New perspectives on balance. *Physical Therapy* 1997;77; 5 : 456-457.
- Di Fabio RP. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Physical therapy* 1995, 75, 4, 290-305.
- Direction Générale de la Santé. La chute de la personne âgée. Rapport préalable au projet de Loi de santé publique, mars 2003, 9p.
- Duncan PW, Chandler J, Studenski S, Hughes M, Prescott B. How do physiological components of balance affect mobility in elderly men? *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74:1343-1349.
- Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski SA. Functional reach: a new clinical measure of balance? *J Gerontol Med Sci* 1990;45:M192-197.
- Ebrahims S, Thompson PW, BaskaranV, Evans K. Randomized placebo-controlled trial of brisk walking in the prevention of postmenopausal osteoporosis. *Age Ageing* 1997;26(4):253-260.
- Ekdahl C, Jarnlo GB, Andersson SI. Standing balance in healthy subjects. *Scand J Rehab Med* 1989 ;21 :187-195.
- Elward K, Larson EB. Benefits of exercise for older adults. A review of existing evidence and current recommendations for the general population. *Clin Geriatr Med* 1992;8(1):35-50.
- Ernst E. exercise for female osteoporosis. A systematic review of randomised clinical trials. *Sports Med* 1998;25(6):359-368.

- Esnault M, Viel E, Harichaux P. La pratique du « Stretching » ou étirements raisonnés myo-tendineux et aponévrotiques, neuro-physiologie, anatomie et méthodologie. *Cinésiologie* 1986 ; 15 : 137-146.
- Esnault M. Effets recherchés du stretching en thérapie et milieu sportif. *Ann Kinesither*, 1988 ; 15 (1-2) : 63-66.
- Evans JM, Zavarei K, Leles JJ, Riley PO, Kerrigan DC. Reduced hip extension in the elderly: dynamic or postural? *Arch Phys Med Rehab*. 2003;84(9):E15.
- Evans WJ. Effects of exercise on body composition and functional capacity of the elderly. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995;50 Spec No:147-150.
- Fardjad S, Jacquot JM, Strubel D, Lapierre M, Kotzki N, Pelissier J. La consultation de prévention de la chute. In : Jacquot J.M., Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.
- Farenc I, Rougier P, Berger L. Mise en évidence des effets du gain du feedback visuel sur la trajectoire posturale par une modélisation des trajectoires du centre des pressions en mouvement Brownien fractionnaire. *Ann kinésither* 2001 ;28(1) :2-10.
- Fattori B, Nacci A, Casani A, Bonucelli L, Ghilardi L. Évaluation posturographique de l'acupuncture dans le traitement des traumatismes distorsifs cervicaux. pp 95-104. In : Lacour M. *Posture et équilibre : Contrôle postural, pathologies et traitements, innovation et rééducation*. Solal, Marseille, 2002.
- Favier F. Les tests cliniques de chute. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.
- Fiatarone MA, O'Neill EF, Ryan ND, Clements KM, Solares GR, Nelson ME, Roberts SB, Kenayias JJ, Lipsitz LA, Evans WJ. Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people. *N Engl J Med* 1994 ;330 :1769-1775.

- Freyss G. Vieillessement de l'équilibre : Mise au point. Masson, Paris, 1990 (?), pp165-175.
- Fridén T, Zätterström R, Lindstrand A, Moritz U. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. *Am Journal Sports Medicine* 1989;17(1)118-122.
- Frontera WR, Meredith CN, O'Reilly KP, Knuttgen HG, Evans WJ. Strength conditioning in older men: skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol* 1988;64:1038-1044.
- Gagey PM, Baudin B, Bizzo G, Scheibel A, Weber B. Augmenter la cadence d'échantillonnage en stabilométrie ? pp 23-33. In : Lacour M. Posture et équilibre : aspects développementaux méthodologiques perceptifs et cliniques. Sauramps médical, Paris, 1999.
- Gagey PM, Dujols A, Fouché B. Critique de la posturologie. pp 83-97. In : Barrois B, Berthoz A, Bleton JP, Brun V, Borde C, Gagey PM et al. (Eds). Les troubles de l'équilibre. Frison Roche, Paris, 1992.
- Gagey PM, Ouaknine M, Sasaki O. Pour manifester la dynamique de la stabilisation : la plate-forme APE40/16. pp 95-106. In : Lacour M. Posture et équilibre : nouveautés conceptuelles instrumentales et cliniques. Solal, Marseille, 2001.
- Gagey PM, Weber B. Posturologie : régulation et dérèglements de la station debout. 2^e édition. Collection Bois-Larris. Masson, Paris, 1999.
- Gajdosik RL, Vander Linden DW, Williams AK. Concentric isokinetic torque characteristics of the calf muscles of active women aged 20 to 84 years. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999a; 29 :181-190.
- Gajdosik RL, Vander Linden DW, Williams AK. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Physical Therapy* 1999b; 79 :827-838.

- Gauchard G. Précision et hiérarchie des afférences sensorielles dans la fonction d'équilibration selon l'âge, les pathologies et la pratique sportive. Thèse de doctorat d'université « neurosciences et comportement ». Université Henri Poincaré, Nancy 1. Décembre 2000, 135p.
- Gauchard GC, Jeandel C, Tessier A, Perrin PP. Beneficial effect of proprioceptive physical activity on balance control in elderly human subjects. *Neurosciences Letter* 1999; 273:81-84.
- Gaudet M, Mazoyer B, Tavernier B, Pfitzenmeyer P, Mourey F. Étude standardisée des réactions d'adaptation posturale : dans une population de sujets âgés chuteurs et non-chuteurs. *Rev Geriatr.* 1990 ;15(1) :5-9.
- Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Dual-task assessment of reorganization of postural control in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72(13):1059-1064.
- Gill TM, Baker DI, Gottschalk M, Gahbauer EA, Charpentier PA, de Regt PT, Wallace SJ. A rehabilitation program for physically frail community-living older persons. *Arch phys Med Rehab* 2003;84(3):394-404.
- Gill TM, Baker DI, Gottschalk M, Peduzzi PN, Allore H, Byers A. A program to prevent functional decline in physically frail, elderly persons who live at home. *N Eng J Med* 2002;347(14)1068-1074.
- Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. Interventions for preventing falls in elderly people (Cochrane Review). *The Cochrane Library*, Issue 3, Oxford, 2001.
- Giorgetti MM, Harris BA, Jette A. Reliability of clinical balance outcome measures in the elderly. *Physiother Res Int* 1998;3(4):274-283.
- Godges JJ, MacRae H, Longdon C, Tinberg C, MacRae P. The effects of two stretching procedures on hip range of motion and gait economy. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;16:350-357.

- Gottely P. Santé et vieillissement : avant-propos. Santé, Société et Solidarité 2002 ;2 :3-4.
- Grabiner PC, Biswas T, Grabiner MD. Aged-related changes in spatial and temporal gait variables. Arch Phys Med Rehabil 2001 ;82 :31-35.
- Greenberger HB, Paterno MV. Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. J Orthop Sports Phys Ther 1995, 22, 5, 202-206.
- Greenberger HB, Paterno MV. The test-retest reliability of a one-leg hop for distance in healthy young adults. J Orthop Sports Phys Ther 1994, 19,1,62.
- Grosshans C, Peter B. Pourquoi marchent-ils mal ? À propos de 100 grands vieillards examinés en consultation spécialisée. Méd Hyg 1993 ;51 :1288-1294.
- Grosshans C. Chutes et affections de l'appareil locomoteur. pp 97-103. In :JM Jacquot, D Strubel et J. Péliissier (Eds), La chute de la personne âgée, Masson, Paris, 1999.
- Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. N Engl J Med 1995; 332(9):556-561.
- Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, Scherr PA, Wallace RB. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. J Gerontol 1994;49(2):M85-M94.
- Gustafson AS, Noaksson L, Grahn Kronhed AC, Möller M, Möller C. Changes in balance performance in physically active elderly people aged 73-80. Scand J Rehab Med 2000 ;32 :168-172.
- Haas BM, Burden AM. Validity of weight distribution and sway measurements of the balance performance monitor. Physiotherapy Research International 2000 ; 5 :19-31.

- Hagberg JM, Graves JE, Limacher M, Woods DR, Leggett SH, Cononie C, Gruber JJ, Pollock ML. Cardiovascular responses of 70- to 79-yr-old men and women to exercise training. *J Appl Physiol* 1989b;66(6):2589-2594.
- Hagberg JM, Montain SJ, Martin WH 3rd, Ehsani AA. Effects of exercise training in 60- to 69-year-old persons with essential hypertension. *Am J Cardiol* 1989a;64(5):348-353.
- Hahn T, Folspang A, Vestergaard E, Ingemann-Hansen T. One-leg standing balance and sports activity. *Scand J Med Sports*. 1999;9:15-18.
- Hamdorf PA, Withers RT, Penhall RK, Haslam MV. Physical training effects on the fitness and habitual activity patterns of the elderly women. *Arch Phys Med Rehabil* 1992 ;73 :603-608.
- Hamman RG, Mekjavic I, Mallinson AI, Longridge NS. Training effects during repeated therapy sessions of balance training using visual feedback. *Arch Phys Med Rehabil* 1992 ;73 :738-744.
- Harada N, Chiu V, Fowler E, Lee M, Reuben DB. Physical therapy to improve functioning of older people in residential care facilities. *Physical Therapy*. 1995;76;9:830-839.
- Harada ND, Chiu V, Stewart AL. Mobility-related function in older adults : assessment with a 6-minute walk test. *Arch Phys Med Rehabil* 1999 ; 80 (7) : 837-841.
- Harstall C. computerized dynamic posturography in rehabilitation : Has its reliability and validity been established ? *Physiotherapy Canada* 2000, winter, 56-63.
- Hauer K, Pfisterer M, Schuler M, Bärtsch P, Oster P. two years after : a prospective long-term follow-up of a training intervention in geriatric patients with a history of severe falls. *Arch phys Med Rehab* 2003;84(10):1426-1432.
- Hauptstein T, Goldie P. Visual judgments of steadiness in one-legged stance: reliability and validity. *Phys research International* 2000;5(3):141-156.

- Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Arch Phys Med rehab* 2001;82:1050-1056.
- Heino JG, Godges JJ, Carter CL. Relationship between hip extension range of motion and postural alignment. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1990;12(6):243-247.
- Holder-Powell HM, Rutherford OM. Unilateral lower-limb musculoskeletal injury : Its long-term effect on balance. *Arch Phys Med Rehabil* 2000 ;81 :265-268.
- Hong Y, Li JX, Robinson PD. Balance control, flexibility and cardiorespiratory fitness among older Tai Chi practitioners. *Br J Sports Med* 2000 Feb, 34 : 1, 29-34.
- Hornbrook MC, Stevens VJ, Winfield DJ, Hollis JF, Greenlick MR, Ory MG. Preventing falls among community-dwelling older persons: results from randomized trial. *Gerontologist* 1994;34:16-23.
- Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electromyographic postural responses. *J Gerontol* 1994;49(2):M62-M71.
- Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: I. Postural stability and one-leg stance balance. *J Gerontol* 1994;49(2):M52-M61.
- Hunter GR, Treuth MS, Weinsier RL, Kekes-Szabo T, Kell SH, Roth DL, Nicholson C. The effects of strength conditioning on older women's ability to perform daily tasks. *J Am Geriatr Soc* 1995;43(7):756-760.
- Hunter MC, Hoffman MA. Postural control: visual and cognitive manipulations. *Gait & Posture* 2001;13(1):41-48.
- Hurley MV, Rees J, Newham D.J. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age Ageing* 1998 ; 27, 1 : 55-62.

- Indahl A, Kaigle AM, Reikeras O, Holm SH. Interaction between the porcine lumbar intervertebral disc, zygapophysial joints, and paraspinal muscles. *Spine* 1997;22(24):2834-2840.
- Ingemarsson AH, Frändlin K, Mellström D, Möller M. Walking ability and activity level after hip fracture in the elderly – A follow-up. *J Rehab Med.* 2003 ;35 :76-83.
- Inoue T, Kushida K, Kobayashi G, Machida A, Yamazaki K, Sugiyama E, Watanabe H. exercise therapy for osteoporosis. *Osteopros Int* 1993;3 Suppl 1:166-168.
- INSERM. Ostéoporose: stratégies de prévention et de traitement. Rapport annuel 1997.
- Izquierdo M, Aquado X, Gonzalez R, Lopez JL, Hakkinen K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur J Appl Physiol* 1999 ; 79, 3 : 260-267.
- Jacquot JM, Strubel D, Almeras N, Pellissier J. La place des programmes d'entraînement physique dans la prévention des chutes. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.
- James B, Parker AW. Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women. *Am J Phys Med.* 1989;68(4):162-167.
- Jarnlo GB, Nordell E. Reliability of the modified figure of eight – a balance performance test for elderly women. *Physiother Theory Pract.* 2003;19:35-43.
- Jeandel C. Chute et médicaments chez le sujet âgé. pp 110-123. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.
- Jeka JJ. Light touch contact as a balance aid. *Physical Therapy* 1997 ; 77 : 476-487.
- Jette AM, Harris BA, Sleeper L, Lachman ME, Heislein D, Giorgetti M, Levenson C. A home-based exercise program for nondisabled older adults. *J Am Geriatr Soc* 1996;44(6):644-649.

Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM. Effect of lower extremity fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc* 1998 ; 30, 12 : 1703-1707.

Jonsson E, Henriksson M, Hirschfeld H. Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people ? *J Rehabil Med.* 2002;35:26-30.

Judge JO, Lindsey C, Underwood M, Winsemius D. Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Phys Ther* 1993b;73(4):254-262.

Judge JO, Underwood M, Gennova T. Exercise to improve gait velocity in older persons. *Arch Phys Med Rehab* 1993a;74(4):400-406.

Judge JO, Whipple RH, Wolfson LI. Effects of resistive and balance exercises on isokinetic strength in older persons. *J Am Geriatr Soc* 1994; 42(9):937-946.

Kalberg M, Persson L, Magnusson MD. Reduced postural control in patients with chronic cervicobrachial pain syndrome. *Gait Posture* 1995;3:241-249.

Kavounoudias A, Roll R, Roll JP, Gilhodes JC. Sensibilité tactile plantaire et contrôle postural. pp 25-40. In : Lacour M. *Posture et équilibre : entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications.* Sauramps médical, Paris, 1999b.

Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. *Neurosciences Letters* 1999a ; 266: 184-188.

Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology* 2001; 532 (3): 869-878.

Kemoun G, Benaïm C, Blatt JL, Thevenon A, Guieu JD. Les stratégies de marche peuvent-elles prédire les chutes chez les personnes âgées ? *Ann Réadaptation Méd Phys* 1999 ; 42 : 125-135.

- Kemoun G, Thoumie P, Boisson D, Guieu JD. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *J Rehab Med.* 2002a;34:278-283.
- Kemoun G, Watelain E, Defebvre L, Guieu JD, Destee A. Stratégies posturales et chutes chez la personne âgée et le sujet parkinsonien. *Ann Réadapt Méd Phys* 2002b ;45 :485-492.
- Kemoun G. Physiologie de la marche : Particularités chez la personne âgée. *Médecine physique et de Réadaptation – La Lettre.* 2001 : 8-13.
- Kerrigan DC, Lee LW, Collins JL, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking : healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2001 ;82 :26-30.
- Kitamura J, Nakagawa H. visual influence on contact pressure of hemiplegic patients through photoelastic sole image. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:14-8.
- Koskimies K, Sutinen P, Aalto H, Starck J, Toppila E, Hirvonen T, Kaksonen R, Ischizaki H, Alaranta H, Pyykkö I. Postural stability, neck proprioception and tension neck. *Actua Otolaryngol (Stockh)* 1997; Suppl 529: 95-97.
- Kristinsdottir EK, Jarnlo GB, Magnusson M. Asymmetric vestibular function in the elderly might be a significant contributor to hip fractures. *Scand J Rehab Med* 2000; 32: 56-60.
- Kronhed A.C., Moller M. Effects of physical exercise on bone mass, balance skill and aerobic capacity in women and men low bone mineral density, after one year of training – a prospective study. *Scand J Med Sci Sports* 1998 Oct; 8(5 Pt 1) :290-298.
- Kwon OY, Minor SD, Maluf KS, Mueller MJ. Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait Posture* 2003; 18(1):105-113.
- Lafont C, Coste-Salon MC, Dupui P, Rolland Y, Busquere F, Albarede JL. Instabilité, vieillissement de la fonction d'équilibration et chutes. pp 33-46. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée.* Masson, Paris, 1999.

- Lantham NK, Anderson CS, Lee A, Bennett DA, Moseley A, Cameron ID. A randomized controlled trial of quadriceps resistance exercise and vitamin D in frail older people: the Frailty Interventions Trials in Elderly Subjects (FITNESS). *J Am Geriatr Soc* 2003;51(3):291-299.
- Larue J. Facilitation of postural control in double task paradigm. Congrès international des chercheurs en activités physiques et sportives. Caen, 1993.
- Latham NK, Anderson CS, Lee A, Bennett DA, Moseley A, Cameron ID, Fitness collaborative group. A randomized, controlled trial of quadriceps resistance exercise and vitamin D in frail older people: the Frailty Intervention Trial in Elderly Subjects (FITNESS). *J Am Geriatr Soc* 2003; 51(3):291-299.
- Lawson J, Fitzgerald J, Birchall J, Aldren CP, Kenny RA. Diagnosis of geriatric patients with severe dizziness. *J Am Geriatr Soc* 1999 ; 47 :12-17.
- Lederman B, Beck L, Bertinchant JP, Nigond J, Messner-Pellec P. Chutes, syncopes et lipothymies. pp 104-110. In : JM Jacquot, D Strubel et J. Pélissier (Eds), *La chute de la personne âgée*, Masson, Paris, 1999.
- Legters K. Fear of falling. *Phys Ther.* 2002; 82(3):264-272.
- Lichtenstein MJ, Shields SL, Shiavi RG, Burger MC. Exercise and balance in aged women: A pilot controlled clinical trial. *Arch Phys Med Rehabil* 1989 ;70 :138-143.
- Lindmark B, Lagerström C, Naessén T, Larsen HC. Performance in functional balance test during menopausal hormone replacement : A double-blind placebo-controlled study. 1999; 4 (1):43-54.
- Liu-Ambrose T, Eng JJ, Khan KM, Cartner ND, McKay HA. Older women with osteoporosis have increased postural sway and weaker quadriceps strength than counterparts with normal bone mass: overlooked determinants of fracture risk? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2003; 58(9):M862-M866.

Lord SR, Bashford GM. Shoe characteristics and balance in older women. *J Am Geriatr Soc.* 1996; 44(4):429-433.

Lord SR, Caplan GA, Colagiuri R, Colagiuri S, Ward JA. Sensori-motor function in older persons with diabetes. *Diabet Med.* 1993b; 10(7):614-618.

Lord SR, Caplan GA, Ward JA. Balance, reaction time, and muscle strength in exercising and nonexercising older women: A pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 1993a; 74:837-839.

Lord SR, Castell S. Physical activity program for older persons: Effect on balance, strength, neuromuscular control, and reaction time. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75: 648-652.

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Physiological factors associated with falls in an elderly population. *J Am Geriatr Soc.* 1991c; 39(12):1194-1200.

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol.* 1991b; 46(3):M69-76.

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Visual acuity and contrast sensitivity in relations to falls in an elderly population. *Age Ageing.* 1991a; 20(3):175-181.

Lord SR, Dayhew J, Howland A. Multifocal glasses impair edge-contrast sensitivity and depth perception and increased the risk of falls in older people. *J Am Geriatr Soc.* 2002a; 50(11):1760-1766.

Lord SR, Dayhew J. Visual risk factors for falls in older people. *J Am Geriatr Soc.* 2001;49(5):508-515.

Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age Ageing.* 1996b;25(4):292-299.

Lord SR, Menz HB. Physiologic, psychologic, and health predictors of 6-minute walk performance in older people. *Arch Phys Med Rehab.* 2002; 83(7):907-911.

- Lord SR, Menz HB. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*. 2000; 46(6):306-310.
- Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedmann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2002b; 57(8):M539-543.
- Lord SR, Rogers MW, Howland A, Fitzpatrick R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc*. 1999;47(9):1077-1081.
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ. Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. *J Am Geriatr Soc*. 1994a; 42(10):1110-1117.
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Strudwick M. The effect of a 12-month exercise trial on balance, strength, and falls in older women: a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc*. 1995; 43(11):1198-1206.
- Lord SR, Ward JA, Williams P. Exercise effect on dynamic stability in older women : A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 1996a; 77 :232-236.
- Lord SR, Webster IW. Visual field dependence in elderly fallers and non-fallers. *Int J Aging Hum Dev*. 1990; 31(4):267-277.
- Luchies CW, Wallace D, Pazdur R, Young S, DeYoung AJ. Effects of age on balance assessment using voluntary and involuntary step tasks. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1999; 54 (3): M140-144.
- Lund S, Broberg C. Effects of different head positions on postural sway in man induced by a reproducible vestibular error signal. *Acta Physiol Scand* 1983; 117: 307-309.
- Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. The mobility interaction fall chart. *Physiotherapy Research International* 2000; 5(3) :190-201.

Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. "Stops Walking when talking" as a predictor of falls in elderly people. *Lancet* 1997; 349:617.

Lung MW, Hartsell HD, Vandervoort AA. Effects of aging on joint stiffness: Implications for exercise. *Phys Canada* 1996; 48(2):96-106.

MacKenzie M, A simplified measure of balance by functional reach. *Physiotherapy Research International*, 1999, 4, 3, 233-236.

MacRae PG, Asplung LA, Schnelle JF, Ouslander JG, Abrahamse A, Morris C. A walking program for nursing home residents: effects on walk endurance, physical activity, mobility, and quality of life. *J Am Geriatr Soc* 1996; 44(2):175-180.

Maeda A, Nakamura K, Otomo A, Higuchi S, Motohashi Y. Body support effect on standing balance in the visually impaired elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79 (8): 994-997.

Maher CG, Sherrington C, Elkins M, Herbert RD, Moseley AM. Challenges for Evidence-based physical therapy: accessing and interpreting high-quality evidence on therapy. *Physical Therapy* 2004; 84: 644-654.

Maki BE, Holiday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol.* 1994; 49: M72-84.

Maki BE, Perry SD, Norrie RG, Mc Ilroy WE. Effects of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Med Sci* 1999; 54, 6: M 281-287.

Maki BE, Zecevic A, Bateni H, Kirshenbaum N, McIlroy WE. Cognitive demands of executing postural reactions: does aging impede attention switching ? *Neuroreport* 2001;12(16):3583-3587.

Malliopoulos X, Thevenon A. Le déclin musculaire lié à l'âge. pp 80-85. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.

- Marsh AP, Geel SE. The effect of age on the attentional demands of postural control. *Gait Posture* 2000;12(2):105-113.
- Martin-Hunyadi C, Bouillere V, Demuynck-Roegel C, Heitz D, Kuntzmann F. La marche chez les personnes âgées. pp 47-52. In : Jacquot J.M., Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.
- Mary R, Migeon A, Moutet F, Tanguy E, Paul L, Mahé JY, Clément V, Randrianarison F. La chute, conséquences traumatiques et rééducation. *Médecine Physique et rééducation - La lettre*. 2001 : 19-25.
- Matheson AJ, Darlington CL, Smith PF. Further evidence for age-related deficits in human postural function. *J Vestib Res* 1999; 9, 4, 261-264.
- Mathias S, Nayak USL, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67 (6):387-389.
- Maylor EA, Wing AM. Age difference in postural stability are increased by additional cognitive demands. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci* 1996; 51(3):143-154.
- McGilvray L, Cott CA. A key informant survey of osteoporosis exercise programs in Ontario. *Physiotherapy Canada* 2000, (1):146-152.
- McLain RF, Pickar JG. Mechanoreceptor ending in human thoracic and lumbar facet joints. *Spine* 1998; 23(2):168-173.
- McMeeken J, Stillman B, Story I, Kent P, Smith J. The effects of knee extensor and flexor muscle training on the timed-up-and-go test individuals with rheumatoid arthritis. *Physiotherapy Research International* 1999; 4(1)55-67.
- McMurdo MET, Mole PA, Paterson CR. Controlled trial of weight bearing exercise in older women in relation to bone density and falls. *BMJ* 1997; 314:569.

- Means KM, Rodell DE, O'Sullivan PS, Cranford LA. Rehabilitation of elderly fallers: pilot study of a low to moderate intensity exercise program. *Arch Phys Med Rehab* 1996; 77(10):1030-1036.
- Mecagni C, Smith JP, Roberts KE, O'Sullivan SB. Balance and ankle range of motion in community-dwelling women aged 64 to 87 years : A correlational study. *Physical Therapy* 2000; 80:1004-1011.
- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Age-related changes of postural control: effect of cognitive task. *Gerontology* 2001;47(4):189-194.
- Mennell JM. *Joint pain : Diagnosis and treatment using manipulative techniques*. Little, Brown and Company, Boston, 1964.
- Menz HB, Lord SR, St George R, Fitzpatrick RC. Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehab* 2004;85(2):245-252.
- Michaelson P, Michaelson M, Jaric S, Latash ML, Sjölander P, Djupsjöbacka M. Vertical posture and head stability in patients with chronic neck pain. *J Rehab Med* 2003;35:229-235.
- Montéro A. Etude de l'influence des signaux rythmiques auditifs sur paramètres spatio-temporels de la marche des patients parkinsonniens. *Kinésithérapie Scientifique* 2003 ; 431 :17-21.
- Morey MC, Cowper MC, Feussner JR, DiPasquale RC, Crowler GM, Samsa GP, Sullivan RJ Jr. Two-years trends in physical performance following supervised exercise among community-dwelling older veterans. *J Am Geriatr Soc* 1991b;39(10):986-992.
- Morey MC, Cowper MC, Feussner JR, DiPasquale RC, Crowler GM, Samsa GP, Sullivan RJ Jr. Two-years trends in physical performance following supervised exercise among community-dwelling older veterans. *J Am Geriatr Soc* 1991a;39(6):549-554.
- Morris M, Iansek R, Smithson F, Huxham F. Postural instability in Parkinson's disease: a comparison with and without a concurrent task. *Gait Posture* 2000;12(3):205-216.

- Morris S, Morris ME, Ianssek R. reliability of the measurements obtained with the timed « Up & Go » test in people with Parkinson disease. *Physical Therapy* 2001 ;81 :810-818.
- Mourey F, Camus A. Rééducation et modification de la marche au cours du vieillissement. *Kinésithérapie Scientifique* 1999, 395 : 46-48.
- Mourey F. Analyse cinématique du passage assis-debout debout-assis chez des sujets jeunes et des sujets âgés : conséquences en rééducation. *Ann Kinésither.* 2000 ;27(3) :97-102.
- Mourey F. La rééducation du déséquilibre postérieur. pp 235-239. In : Jacquot J.M., Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée.* Masson, Paris, 1999.
- Moxley Scarborough D, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture* 1999 ; 10, 1 : 10-20.
- Mulrow CD, Gerety MB, Kanten D, Cornell JE, DeNino LA, Chiodo L, Aguilar C, O'Neil MB, Rosenberg J, Solis RM. A randomised trial of physical rehabilitation for very frail nursing home residents. *JAMA* 1994;271(7):519-524.
- Na YM, Lim KB, Joo JS. Poster2 : Postural control in elderly women with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84(9):E6.
- Neder JA, Nery LE, Shinzato GT, Andrade MS, Peres C, Silva AC. Reference values for concentric knee isokinetic strength and power in nonathletic men and women from 20 to 80 years old. *Journal of Orthopaedics Sports and Physical Therapy* 1999;29(2):116-126.
- Nichols DS, Glenn TM, Hutchinson KJ. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Physical Therapy* 1995;75;8:699-706.
- Nichols JF, Omizo DK, Peterson KK, Nelson KP. Efficacy of heavy-resistance training for active women over sixty: muscular strength, body composition, and program adherence. *J Am Geriatr Soc* 1993; 41(3):205-210.

- Nonaka H, Mita K, Watakabe M, Atataki K, Suzuki N, Okuwa T, Yabe K. Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints : a geometrical analysis. *Gait Posture*. 2002;15:236-243.
- Norré ME. Head extension effect in static posturography. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1995;104:570-573.
- O'Neill DE, Gill-Body KM, Krebs DE. Posturography changes do not predict functional performance changes. *Am J Otol* 1998 ; 19 (6) : 797-803.
- O'Shea S, Morris ME, Iansek R. Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: Effects of motor versus cognitive secondary task. *Phys Ther* 2002;82(9):888-897.
- Oliver D, Britton M, Seed P, Martin FC, Hopper AH. Development and evaluation of evidence based risk assessment tool (STRATIFY) to predict which elderly inpatients will fall : case-control and cohort studies. *BMJ* 1997 ;315 :1049-1053.
- Ostrosky KM, Van Swearingen JM, Burdett RG, Gee Z. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther*. 1994;74(7):637-646.
- Owings TM, Pavol MJ, Foley KT, Grabiner MD. Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *J. Am Geriatr Soc* 2000 ; 48(1) :42-50.
- Paillard J. L'intégration sensori-motrice et idéo-motrice. pp 925-961. In : Richelle M, Requin J, Robert M. (Eds). *Traité de psychologie expérimentale I*. Presses Universitaires de France, Paris, 1994.
- Paillard J. Réactifs et prédictif : deux modes de gestion de la motricité. pp 13-56. In : Nougier V, Blanchi JP. (Eds). *Pratiques sportives et modélisation du geste*. Presse universitaire de Grenoble, Grenoble, 1990.

Pendergast DR, Fischer NM, Calkins E. Cardiovascular, neuromuscular and metabolic alterations with age leading to frailty. *The Journal of Gerontology* 1993; 48 : 61-67.

Perrin PP, Gauchard GC, Perrot C, Jeandel C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *Br J Sports Med* 1999; 33 (2): 121-126.

Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. *Brain research* 2000;877:401-406.

Persson L, Kalberg M, Magnusson M. Effects of different treatments on postural performance in patients with cervical root compression. *J Vestib Research* 1996;6(6):439-453.

Persson L, Kalberg M, Magnusson M. Effects of different treatments on postural performance in patients with cervical root compression. *J Vestib Res* 1996;6(6):439-453.

Peter B. Chute et qualité de vie. pp 180-184. In : Jacquot JM, Strubel D et Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.

Pfitzenmeyer P, Mourey F, Camus A, Berrut G. Revue des différentes méthodes d'évaluation du risque de chute, des troubles de l'équilibre et de la marche chez le sujet âgé. Quels sont les tests les plus adaptés à la consultation gériatrique ? *L'année gériatrique* 2000 :331-347.

Pfitzenmeyer P. L'évaluation du risque de chute. *Kinésithérapie, les annales* 2002 ;7 :15-17.

Piva SR, Fitzgerald GK, Irrgang JJ, Bouzubar F, Starz TW. Get up and go test in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehab.* 2004;85(2):284-289.

Podsiadlo D, Richardson S. The timed « Up & Go » : A test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991 ;39 :142-148.

- Posner JD, Gorman KM, Windsor-Landsberg L, Larsen J, Bleiman J, Shaw C, Rosenberg B, Knebl J. Low to moderate intensity endurance training in healthy older adults: physiological responses after four month. *J Am Geriatr Soc* 1992;40(1):1-7.
- Prévost P. Étirements et performances sportives : une mise à jour. *Kinésithérapie Scientifique* 2004 ;(446) :5-13.
- Province MA, Hadley EC, Hornbrook MC, Lipsitz LA, Miller JP, Murlow CD, Ory MG, Sattin RW, Tinetti ME, Wolf SL. The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT trials. *Frailty and injuries: Cooperative studies of intervention techniques. JAMA* 1995;273(17):1381-1383.
- Pyykko I. Le contrôle postural des sujets âgés, stratégie des récepteurs, chutes accidentelles. *Critique de la posturologie* 1993 ;53 :1-8.
- Quadri P, Loew L, Belli L, Mascetti C. Les chutes survenues chez le sujet âgé hospitalisé : du risque à la prévention. *La Revue de Gériatrie* 1999;24 :23-28.
- Rankin JK, Woollacott MH, Shumway-Cook A, Brown LA. – Cognitive influence on postural stability : A neuromuscular analysis in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000 ; 55 (3) : M112-119.
- Revel M, Andre-Deshays C, Minguet M. Cervicocephalic Kinesthetic Sensibility in patients with cervical pain. *Archiv Phys Med Rehab* 1991;72:288-291.
- Revel M, Minguet M, Gergoy P, Vaillant J, Manuel M. Changes in cervicocephalic kinesthesia after proprioceptive rehabilitation program in patients with neck pain : A randomized controlled study. *Archiv Phys Med Rehab* 1994;75: 895-899.
- Riddle DL, Stratford PW. Interpreting validity indexes for diagnostic tests: an illustration using the berg balance test. *Phys Ther* 1999 ;79 :939-948.

- Ringsberg KA, Gardsell P, Johnell O, Jonsson B, Obrant KJ, Serbo I. Balance and gait performance in an urban and a rural population. *J Am Geriatr Soc* 1998; 46:65-70.
- Rizzo JA, Baker DI, McAvay G, Tinetti ME. The cost-effectiveness of a multifactorial targeted prevention program for falls among elderly persons. *Med Care* 1996;34(9):954-969.
- Roach KE, Miles TP. Normal hip and knee active range of motion: The relationship to age. *Phys Ther.* 1991;71(9):656-665.
- Robbins S, Waked E, Krouglicof N. Improving balance. *J Am Geriatr Soc* 1998 ;46 (11) :1363-1370.
- Robertson MC, Devlin N, Gardner MM, Campbell AJ. Effectiveness and economic evaluation of a nurse delivered home exercise programme to prevent falls. 1:Randomised controlled trial. *BMJ* 2001a;322:697-701.
- Robertson MC, Devlin N, Gardner MM, Campbell AJ. Effectiveness and economic evaluation of a nurse delivered home exercise programme to prevent falls. 1: Controlled trial in multiple centres. *BMJ* 2001b;322:701-704.
- Rochon M. Mortalité, causes de décès et état de santé. In : Vie des générations et personnes âgées : aujourd'hui et demain. Ministère de la santé et des services sociaux du Québec, 2002, pp 91-152.
- Rooks DS, Kiel DP, Parsons C, Hayes WC. Self-resistance training and walking exercise in community-dwelling older adults: effects on neuromotor performance. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997;52(3):M161-M168.
- Rouanne JR, Vellas B, Clanet M. Les effets du vieillissement sur la marche et l'équilibre. Données générales. *La Revue de l'ONO*, 1993 , 19/20, 68-72.
- Rougier P, Burdet C, Farenc I, Berger L. Backward and forward leaning postures modelled by an fBm framework. *Neurosciences Research* 2001;41:41-50.

- Rougier P, Toschi P. Comment caractéristiques physiques d'une orthèse de cheville modifient-elles la performance posturale « statique » ? *Ann Kinésither.* 2001 ;28(4) :152-161.
- Rougier P. Comment la technique de feedback par miroir permet d'améliorer le contrôle de la station debout chez les sujets sains. *Ann Réadapt Méd Phys* 2002 ; 45 :77-85.
- Saint-Jean O, Yvain F. Conséquences économiques des chutes chez les malades âgés. pp 22-25.
In :JM Jacquot, D Strubel et J. Péliissier (Eds), *La chute de la personne âgée*, Masson, Paris, 1999.
- Santos MLP, Suarez CG. A meta-analysis on the effects of different intervention programs in decreasing the incidence of falls in the elderly. Poster 20. *Arch Phys med Rehab* 2003;84(9):E14.
- Sauvage LR Jr, Myklebust BM, Crow-Pan J, Noak S, Millington P, Hoffman MD, Hartz AJ, Rudman D. A clinical trial of strengthening and aerobic exercise to improve gait and balance in elderly male nursing home residents. *Am J Phys Med Rehab* 1992;71(6):333-342.
- Schashar R, Herzog W, Leonard TR. The effects of muscle stretching and shortening on isometric forces on the descending limb of the force-length relationship. *J Biomechanics* 2004;37(6):917-926.
- Scieppati M, Nardone A, Schmid M. Neck muscle fatigue affects postural control in man. *Neurosciences* 2003;121;277-285.
- Sepic SB, Murray M, Mollinger LA, Spurr GB, Gardner GM. Strength and range of motion in the ankle in two age groups of men and women. *Am J Phys Med.* 1986;65(2):75-84.
- Sermet C. Démographie, santé et soins des personnes âgées : état des lieux et perspectives. CREDES (Centre de Recherche Et de Documentation En Santé), Paris, 2002.
- Sermet C. Vieillesse et grandes pathologies, quelles évolutions récentes ? Actes du séminaire état de santé des aînés : évolution depuis 25 ans et interprétations, Poigny, mars 1998.

Serratrice G. Troubles de la marche du sujet âgé vers de nouveaux concepts. La Presse Médicale 1994 ;23 :1014-1016.

Shaw JM, Snow CM. Weighted vest exercise improves indices of fall risk in older women. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 1998;53(1):M53-58.

Sherrington C, Lord SR, Herbert RD. A randomised trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercise for improving physical ability in inpatients after hip fracture. Aust J Physiother 2003; 49(1):15-22.

Sherrington C, Lord SR. Home exercise to improve strength and walking velocity after hip fracture: a randomised controlled trial. Arch Phys Med Rehabil 1997;78(2):208-212.

Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott MH. – Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed Up & Go Test. Physical Therapy 2000; 80: 896-903.

Shumway-Cook A, Gruber W, Baldwin M, Liao S. The effect of multidimensional exercises on balance, mobility, and fall risk in community-dwelling older adults. Physical Therapy 1997a ; 77 :46-57.

Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance. Physical Therapy 1986;66(10):1548-1550.

Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns KA, Baldwin M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability older adults with or without history of falls. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 1997b ; 52 (4):M232-240.

Shumway-Cook A, Woollacott M. Attentional demands and postural control : effect of sensory context. J Gerontol A Biol Med Sci 2000; 55, 1 : M 10-16.

Simoneau GG, Leibowitz HW, Ulbrecht JS, Tyrrell RA, Cavanagh PR. The effects of visual factors and head orientation on postural steadiness in women 55 to 70 years of age. J Gerontol 1992;47(5):M151-M158.

- Simoneau M, Teasdale N, Bourdin C, Bard C, Fleury M, Nougier V. Aging and postural control : postural perturbations caused by changing the visual anchor. *J Am Geriatr Soc* 1999 ; 47, 2 : 235-240.
- Skelton DA, Dinan SM. Exercise for falls management: Rational for an exercise programme aimed at reducing postural instability. *Physiotherapy Theory and Practice* 1999; 15:105-120.
- Skelton DA, Young A, Greig CA, Malbut KE. Effects of resistance training on strength, power, and selected functional abilities of women aged 75 and older. *J Am Geriatr Soc* 1995;43(10):1081-1087.
- Société Scientifique de Médecine Générale. Recommandations de bonne pratique : Prévention des chutes chez les personnes âgées. Bruxelles, octobre 2000, 53 p.
- Stevens JE, Binder-Macleod S, Snyder-Mackler L. Characterization of the human quadriceps muscle in active elders. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:973-978.
- Strubel D, Jacquot JM, Lapiere M, Finiels H. Pourquoi tombent-ils ? pp 27-33. In : Jacquot JM., Strubel D, Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999.
- Strubel D, Martin-Hunyadi C. Le vieillissement de l'équilibration. *La revue de l'ONO* 1991 ; 11: 7-12.
- Strupp M, Arbusow V, Borges Pereira C, Dieterich M, Brandt T. *Neuroreport* 1999 ;10(15) :3191-3194.
- Sunnerhagen KS, Hedberg M, Henning GB, Cider A, Savantesson U. Muscle performance in an urban population sample of 40- to 79-year-old men and women. *Scand J rehab Med* 2000;32:159-167.
- Tarantola J, Nardone A, Tachini E, Schieppati M. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neurosci Lett* 1997; 228(2): 75-78.

- Teasdale N, Bard C, LaRue J, Fleury M. On the cognitive penetrability of posture control. *Exp Brain Res* 1993;19(1):1-13.
- Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control : the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* 2001 ; 14 (3) : 203-210.
- Thigpen MT, Light KE, Creel GL, Flynn SM. Turning difficulty characteristics of adults aged 65 years or older. *Physical Therapy* 2000 ;80 :1174-1187.
- Thompson LV. Skeletal muscle adaptations and rehabilitation. *Journal of Orthopaedics Sports and Physical Therapy* 2002b; 32:34-35.
- Thompson LV. Skeletal muscles adaptations with age, inactivity and therapeutic exercise. *Journal of Orthopaedics Sports and Physical Therapy* 2002a; 32 :44-57.
- Thoumie P. Posture, équilibre et chutes : Bases théoriques de la prise en charge en rééducation. *Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Kinésithérapie-Médecine Physique-Réadaptation*, 26-452-A-10, 1999a, 11 p.
- Thoumie P. Vieillessement de la proprioception et évolution des stratégies de rattrapage de l'équilibre. In : Jacquot JM., Strubel D, Pélissier J. (Eds). *La chute de la personne âgée*. Masson, Paris, 1999b.
- Tinetti ME, Baker DI, McAvay G, Claus EB, Garrett P, Gottschalk M, Koch ML, Trainor K, Horwitz RI. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. *N Engl J Med* 1994;331(13):821-827.
- Tinetti ME, Doucette J, Claus E, Marottoli R. Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. *J Am Geriatr Soc* 1995;43:1214-1221.
- Tinetti ME, Willians CS. Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home. *N Engl J Med* 1997;337:1279-1284.

- Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. J Am Geriatr Soc 1986 ;34 :119-126.
- Tinetti ME. Preventing falls in elderly persons. N Eng J Med 2003;348:42-49.
- Topp R, Mikesky A, Thompson K. Determinants of four functional tasks among older adults : an exploratory regression analysis. J Orthop Sports Phys Ther 1998, 27, 2, 144-153.
- Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. Physical Therapy 1995, 75, 8, 699-706.
- Tsang WW, Wong VS, Fu SN, Huichan CW. Tai Chi improves standing balance control under reduced or conflicting sensory conditions. Arch Phys Med Rehab 2004;85(1):129-137.
- Turner PA. Osteoporosis – its causes and prevention: an update. Physiotherapy Theory and Practice 2000 ;16 :135-149.
- Trudelle P. EBP : La kinésithérapie basée sur les preuves. Kinésithérapie, les annales 2003 ; 23-24 : 21-25.
- Vaillant J, Martigné P, Vuillerme N, Caillat-Miousse JL, Parisot J, Juvin R, Nougier V. Modification des performances au Timed « Up & Go » test et à l'appui monopodal par l'addition d'une charge cognitive : valeur discriminative des résultats. Ann Réadapt Méd Phys (*soumis d*).
- Vaillant J, Minguet M, Gergoy P, Manuel JL, Revel M. Évolution de la sensibilité kinesthésique cervicale après un programme de rééducation oculo-cervicale chez des patients cervicalgiques. Annales Kinésithérapie 1995 ;22(6) : 241-248.
- Vaillant J, Nguyen-Vaillant MF, Fougeray M. Ostéoporose : vers une prise en charge éducative ? Kinésithérapie Scientifique 1996 ;355 :37-42.
- Vaillant J, Rouland A, Martigné P, Braujou R, Vuillerme N, Nougier V, Juvin R. Effects of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults (I): clinical performances. Archiv Phys Med Rehab (*soumis a*)

- Vaillant J, Vuillerme N, Janvy A, Louis F, Braujou R, Juvin R, Nougier V. Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults (II): Experimental evidences. *Archiv Phys Med Rehab (soumis b)*.
- Vaillant J, Vuillerme N, Janvy A, Louis F, Juvin R, Nougier V. Mirror versus stationary cross feedback in controlling the center of mass in quiet standing in elderly subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2004 ;85 :1962-1965.
- Vaillant J, Vuillerme N, Martigné P, Caillat-Miousse JL, Parisot J, Juvin R, Nougier V. Kinésithérapie et contrôle de la posture : effet de deux programmes de kinésithérapie chez des femmes ostéoporotiques de plus de 70 ans. *Rev Rhum, (soumis c, en cours de révision)*.
- Vaillant J. Renforcement musculaire et rééducation sensori-motrice chez le cervicalgique : pourquoi, pour qui et comment ? *Kinésithérapie Scientifique* 1996 ;°352 : 6-12.
- Vandermeulen DM, Birmingham TB, Forwell LA. The test-retest reliability of a novel functional test : the lateral hop for distance. *Physiotherapy Canada* 2000,winter, 50-55.
- Vandervoort AA, Chesworth BM, Cunningham DA, Paterson DH, Rechnitzer PA, Koval JJ. Age and sex effects on mobility of the human ankle. *J Gerontol.* 1992;47(1):M17-M21.
- Vandervoort AA. Ankle mobility and postural stability. *Physiotherapy theory and practice* 1999 ; 15, 2 :91-103.
- Vanswearingen JM, Brach JS. Making geriatric assessment work : Selecting useful measures. *Physical Therapy* 2001 ;81 :1233-1252.
- VanSwearingen JM, Paschal KA, Bonino P, Yang JF. The modified gait abnormality rating scale for recognizing the risk of recurrent falls in community dwelling elderly adults. *Physical Therapy* 1995;76;9:994-1002.
- Vassalo M, Sharma JC, Briggs RSJ, Allen SC. Characteristics of early fallers on elderly patient rehabilitation wards. *Age Ageing* 2003;32:338-342.

- Vellas B, Gillette-Guyonnet S, Nourhashémi F, Rolland Y, Lauque S, Ousset PJ, Moilias S, Andrieur S, Fontan B, Adoue D, Lafont C, Baumgartner R, Garry P, Albarède JL. Chutes, fragilité et ostéoporose chez la personne âgée un problème de santé publique. *Rev Méd Interne* 2000 ;21 :608-613.
- Vellas BJ, Wayne SJ, Romero L, Baumgartner RN, Rubenstein LZ, Garry PJ. One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *J Am Geriatr Soc* 1997 ; 45 :735-738.
- Verghese J, Buschke H, Viola L, Katz M, Hall C, Kuslansky G, Lipton R. Validity of divided attention tasks in predicting falls in older individuals : a preliminary study. *J Am Geriatr Soc* 2002; 50(9):1572-1576.
- Viel E, Garros JC, Jeandel CL, Enjalbert M, Cazalet GJ, Belhassen S, Pastor E. Équilibre et entraînement du sujet âgé chuteur potentiel. *Ann Kinésithér* 2001 ;28 :57-64.
- Viel E. Repères normatifs pour l'observation de la marche. In : Viel E. La marche humaine, la course et le saut. Collection « Le point en rééducation et en APS » n° 9, Masson, Paris, 2000, 267 p.
- Vuillerme N, Marin L, Debû B. Assessment of static postural control in teenagers with Down syndrome. *Adapted Physical Activity Quarterly* 2001;18:417-433.
- Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during an arm raising movements in humans. *J Sports Medicine Physical Fitness* 2002; 42:289-294.
- Vuillerme N, Pinseault N, Vaillant J. Postural control during quiet standing following cervical muscle fatigue: effects of changes in sensory inputs. *Neurosciences Letters (soumis)*.
- Vuillerme N. Interactions des processus sensori-moteurs et cognitifs impliqués dans la régulation des oscillations posturales en conditions quasistatiques. (sous la direction de V Nougier et N Teasdale). Thèse de doctorat « sciences et techniques des activités physiques et sportives » de l'université Joseph Fourier Grenoble 1. Grenoble, novembre 2002, 328p.

- Walker C, Brouwer BJ, Culham EG. Use of balance feedback in retraining balance following acute stroke. *Phys Ther* 2000;80(9):886-895.
- Walker JM, Sue D, Miles-Elkousy N, Ford G, Trevelyan H. Active mobility of the extremities in older subjects. *Phys Ther.* 1984;64(6):919-923.
- Wayne PM, Krebs DE, Wolf SL, Gill-Body KM, Scarborough DM, McGibbon CA, Kaptchuk TJ, Parker SW. Can Tai Chi improve vestibulopathic postural control? *Arch Phys Med Rehab* 2004;85(1):142-152.
- Weber R, Baudin B, Gagey PM, Blin E. Amplitude stabilométrique des mouvements volontaires extrêmes avant-arrière et droite-gauche chez les sujets jeunes. pp 29-33. In : Lacour M. *Posture et équilibre : pathologies et traitements, innovations et rééducation.* Solal, Marseille, 2002.
- Weeks DL, Forget R, Mouchnino L, Gravel D, Bourbonnais D. Interaction between attention demanding focal tasks and static postural stability. *Gerontology* 2003;49(4):225-232.
- Weiner DK, Bongiorno DR, Studenski SA, Duncan PW, Kochersberger GG. Does functional reach improve with rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 1993 ;74 :796-800.
- Wernick-Robinson M, Krebs DE, Giorgetti MM. Functional reach: does it really measure dynamic balance? *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80 :262-269.
- Willems DA, Vandervoort AA. Balance as a contributing factor to gait speed in rehabilitation of the elderly. *Physiotherapy Canada* 1996;48(3):179-184.
- Willy RW, Kyle BA, Moore SA, Chleboun GS. Effect of cessation and resumption of static hamstring muscle stretching on joint range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001;31(3):138-144.

- Wober C, Schnider P, Steinhoff N, Trattnig S, Zebenholzer K, Auf E. Findings in patients with idiopathic cervical dystonia before and after local injections with botulinum toxin. *Eur Neurol* 1999; 41:194-200.
- Wolf B, Feys H, De Weert, van der Meer J, Noom M, Aufdemkampe G, Noom M. Effect of physical therapeutic intervention for balance problems in the elderly: a single blind, randomized, controlled multicentre trial. *Clin Rehab* 2001;15(6):624-636.
- Wolf SL, Barnhart HX, Ellison GL, Coogler CE. The effect of Tai Chi Quan and computerized balance training on postural stability in older subjects. *Physical Therapy* 1997; 77:371-381.
- Wolf SL, Barnhart HX, Kutner NG, McNeely E, Coogler C, Xu T. Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. Atlanta FICSIT Group. Frailty and Injuries: Cooperative Studies of Intervention Techniques. *J Am Geriatr Soc* 1996;44(5):489-497.
- Wolf SL, Kutner NG, Green RC, McNeely E. The Atlanta FICSIT study: two exercise interventions to reduce frailty in elders. *J Am Geriatr Soc* 1993;41(3):329-332.
- Wolfson L, Judge J, Whipple R, King M. Stenght is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995; 50 Spec No:64-67.
- Wolfson L, Whipple R, Amerman P, Tobin JN. Gait assessment in the elderly: a gait abnormality rating scale and its relation to falls. *J Gerontol* 1990;45:M12-M19.
- Wolfson L, Whipple R, Derby C, Judge J, King M, Amerman P, Schmidt J, Smyers D. Balance and strength training in older adults: intervention gains and Tai Chi maintenance. *J Am Geriatr Soc* 1996;44(5):498-506.
- Wolfson LI, Whipple R, Amerman P, Kleinberg A. Stressing the postural response: A quantitative method for testing balance. *J Am Geriatr Soc* 1986;34:845-850.

Wong AM, Lin YC, Chou SW, Tang FT Wong PY. Coordination exercise and postural stability in elderly people: Effect of Tai Chi Chuan. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82:608-612.

Woollacott MH, Tang PF. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. Physical Therapy 1997;77;6:646-660.

World Confederation for Physical Therapy. Evidence-based practice – An international perspective. Report of an expert meeting of WCPT member organisation. Chartered Society of Physiotherapy, London, June 2002, 39p.

Zati, A. Équilibre statique et dynamique chez la personne âgée ostéoporotique : contrôle de l'efficacité de la rééducation. J Med Réhab 1995;15(4) :161-165.