

Prédictions de chutes...

Proposition d'un test clinique comme outil de détection

1^{re} partie

L. BERNARD-DEMANZE^{1,2}

J. LEONARD² - M. DUMITRESCU²

P. JIMENO³ - A. DEVÈZE¹

J.P. LAVIEILLE¹ - M. LACOUR²

¹SERVICE ORL, CHU NORD, ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE MARSEILLE ET LABORATOIRE DE BIOMÉCANIQUE APPLIQUÉE, IFSTTAR UMR T24, AIX MARSEILLE UNIVERSITÉ.

²UMR 7420 NEUROBIOLOGIE INTÉGRATIVE ET ADAPTATIVE CNRS/UNIVERSITÉ AIX-MARSEILLE, FÉDÉRATION DE RECHERCHE 3C, MARSEILLE

³CABINET DE KINÉSITHÉRAPIE MARSEILLE

L'objectif principal de ce travail a été de comparer les réponses posturales de personnes âgées et de sujets jeunes en bonne santé lors d'inclinaisons d'une plate-forme de posturographie dynamique vers l'arrière de 2 et 4 degrés à la vitesse de 2°/s. Il était aussi de voir si la condition la plus difficile lors d'inclinaisons en rampe à 4° vers l'arrière les yeux fermés (FR4) était la plus discriminante entre les deux groupes, et susceptible de constituer une épreuve de détection de sujets chuteurs.

INTRODUCTION

Une étude récente [1] a souligné que les accidents de la vie quotidienne affectent particulièrement les personnes âgées, et que la chute chez la personne âgée est la principale cause de ces accidents (60 %). Le taux de mortalité survenant à la suite d'une chute augmente considérablement avec l'âge chez les hommes comme chez les femmes, et ce dans tous les groupes ethniques.

Ces chutes représentent 70 % des décès accidentels chez la personne âgée de plus de 75 ans. Plus de 90 % des fractures de la hanche surviennent à la suite d'une chute chez la personne âgée de plus de 70 ans. En raison du vieillissement de la population française et de l'allongement de la durée de vie, les répercussions majeures de la chute, en termes de perte d'autonomie, devraient constituer une préoccupation sociétale de tout premier plan.

De toute évidence, les dépenses financières occasionnées par les chutes chez la personne âgée devraient augmenter avec le vieillissement croissant de la population. Différents facteurs sont à l'origine de ces chutes ; ils sont liés aux processus

de vieillissement lui-même, mais peuvent également être influencés par le comportement de l'individu et par ses habitudes.

Le vieillissement des systèmes sensorimoteurs a souvent été décrit comme la cause principale de chutes chez la personne âgée [2]. L'âge altère les fonctions sensorielles (vision, proprioception musculo-articulaire et labyrinthique, mécanorécepteurs de la sole plantaire) comme les fonctions motrices (sarcopénie, perte de volume et de force musculaire, raideur articulaire), réduisant ainsi les capacités intrinsèques de régulation de l'équilibre et extrinsèques d'ajustements posturaux appropriés en réponse à des perturbations environnementales [3].

Cependant, des travaux récents ([4] ; [5] ; [6]) indiquent que le vieillissement cognitif constitue un facteur de risque tout aussi important.

Ce vieillissement se traduit par un déclin des fonctions exécutives, comme la baisse des capacités attentionnelles, la réduction de la mémoire de travail, l'altération des processus d'intégration centrale et de planification de l'action.



Une étude de Robinovitch et al., (2004) [7] montre que la plupart des chutes n'ont pas de lien direct avec l'environnement [8] mais sont le résultat de tentatives infructueuses survenues pendant des activités de la vie quotidienne comme marcher, pivoter sur soi-même, se baisser ou se relever ([9] ; [10]). Les causes principales résident dans des transferts incorrects du poids du corps, des dérapages et glissements au sol.

Des travaux réalisés en situation de double tâche (par exemple, écouter de la musique tout en se déplaçant sur un terrain accidenté), mettent en évidence très clairement que la performance posturale des adultes en bonne santé s'améliore alors que celle des sujets âgés se détériore, jusqu'à entraîner la chute ([11] ; [12]). Ainsi, ces derniers auteurs ont montré que ce questionnement de la chute de la personne âgée s'intègre dans un modèle d'interaction entre la posture (aspect sensorimoteur) et la charge attentionnelle (aspect cognitif), et que la réduction des fonctions exécutives avec l'âge pouvait conduire à des stratégies d'équilibration inappropriées et dangereuses au quotidien. La rééducation de tels déficits liés à l'âge paraît indispensable, comme l'est la rééducation des déficits liés à une pathologie du système postural [13].

Les causes des chutes sont généralement variées et multifactorielles, et il semble donc essentiel qu'un examen complet et précis de l'équilibre soit effectué avec l'avancée en âge. Peu de tests prédictifs de la chute chez la personne âgée existent.

Le « Timed up-and-go » test consiste à demander au patient de se lever, de marcher 3 mètres, de pivoter sur lui-même, de marcher à nouveau et de se rasseoir [14]. Le test de Tinetti vise à évaluer les anomalies de l'équilibre et de la marche du sujet âgé ([15] ; [16]). Shumway-Cook et al., (2000) [17] ont ajouté une tâche supplémentaire de nature cognitive ou manuelle à la tâche posturale (la marche avec un verre à la main), mais ont conclu que l'ajout d'une tâche n'était pas un bon critère de prédiction de la chute. Inversement, Lundin-Olsson et al., (1997) [18] ont montré que s'arrêter de marcher quand on parle est un bon indicateur de chutes chez les personnes âgées. Ces dernières années, la posturographie dynamique est devenue un outil essentiel pour évaluer les perturbations de l'équilibre ([19] ; [20]). Notre étude vise à proposer



un test clinique simple comme outil de détection de sujets chuteurs, en utilisant une plate-forme de posturographie dynamique. Notre objectif principal a été de comparer les réponses posturales de personnes âgées et de sujets jeunes en bonne santé lors d'inclinaisons du support vers l'arrière de 2 et 4 degrés à la vitesse de 2°/s.

Des kinésithérapeutes ont en effet rapporté que cette situation expérimentale était une condition plus perturbante chez le sujet âgé, en comparaison d'inclinaisons dynamiques vers l'avant ou dirigées médio-latéralement.

❑ MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1 → Sujets :

Dix-sept sujets âgés non chuteurs ($M_{\text{âge}} = 77$ ans, $D.S._{\text{âge}} = 7$; 8 hommes et 9 femmes), et neuf sujets jeunes en bonne santé ($M_{\text{âge}} = 36$ ans, $D.S._{\text{âge}} = 9$; 5 hommes et 4 femmes) ont participé à cette expérimentation.

Les deux groupes d'âge ne différaient pas en terme de taille ($M_{\text{taille}} = 164,4$ cm, $D.S._{\text{taille}} = 7$ pour les sujets âgés, $M_{\text{taille}} = 171,2$ cm, $D.S._{\text{taille}} = 12$ pour les jeunes) et de poids ($M_{\text{poids}} = 70,3$ kg, $D.S._{\text{poids}} = 13$ pour les sujets âgés, $M_{\text{poids}} = 68,8$ kg, $D.S._{\text{poids}} = 19$ pour les jeunes).

Tous les sujets ont donné leur consentement par écrit avant leur participation à cette étude. Le protocole expérimental a été approuvé par le comité local d'éthique, et a été rédigé dans l'esprit et le respect des principes de la déclaration de Helsinki.

...les causes des chutes sont généralement variées et multifactorielles, et il semble donc essentiel qu'un examen complet et précis de l'équilibre soit effectué avec l'avancée en âge...



TÂCHE POSTURALE	CONDITION	NOMENCLATURE
SESSION 1		
Station debout non perturbée	Statique (yeux ouverts)	YO
Station debout non perturbée	Statique (yeux fermés)	YF
SESSION 2		
Équilibre debout (Mode rampe : 2° ; 2°/s)	Dynamique (yeux ouverts)	OR2
Équilibre debout (Mode rampe : 2° ; 2°/s)	Dynamique (yeux fermés)	FR2
Équilibre debout (Mode rampe : 4° ; 2°/s)	Dynamique (yeux ouverts)	OR4
Équilibre debout (Mode rampe : 4° ; 2°/s)	Dynamique (yeux fermés)	FR4
SESSION 3		
Station debout non perturbée	Statique (yeux ouverts)	YO
Station debout non perturbée	Statique (yeux fermés)	YF

Tableau 1

...en condition statique,
le sujet avait pour consigne
de rester debout sur
la plate-forme immobile...

⇒ Tous les sujets étaient inclus sur la base des critères suivants : absence de troubles neurologique et sensoriel, absence de traitements médicamenteux qui pouvaient influencer leur équilibre postural, et pas d'antécédents de chutes. Aucun trouble physique n'était constaté chez les jeunes.

Concernant les personnes âgées, 80 % des sujets portaient des lunettes pour la myopie, la presbytie et l'hypermétropie en cours de leurs activités quotidiennes (conduite automobile, télévision, lecture, ...).

2.2 → Procédure expérimentale :

Tous les sujets ont participé à trois sessions expérimentales d'une durée de 5 minutes chacune (Tableau 1).

Pour éliminer les éventuels effets liés à la fatigue, les sessions étaient séparées par une période de repos de 5 minutes. Les sujets étaient testés en situation de simple tâche posturale soit statique, soit dynamique.

En condition statique, les sujets se tenaient debout, immobiles, alors que dans la condition dynamique ils devaient maintenir leur équilibre postural sur une plate-forme de forces qui s'inclinait vers l'arrière. L'ordre de présentation des conditions dynamiques à l'intérieur d'une session expérimentale a été randomisé d'un sujet à l'autre.

Tous les sujets initiaient et terminaient chaque session par la condition statique.

2.3 → Tâches posturales :

Les performances d'équilibration statique et dynamique des sujets ont été étudiées à l'aide d'une plate-forme Multitest Equilibre. Ce dispositif se compose d'une plate-forme classique dont on peut moduler électriquement et par l'intermédiaire de vérins pneumatiques les inclinaisons en rampe dans toutes les directions. Le centre des pressions (CdP) a été échantillonné à 50 Hz en conditions statique et dynamique (Figure 1).

En condition statique, le sujet avait pour consigne de rester debout sur la plate-forme immobile. Les sujets devaient adopter une position naturelle avec un écartement de pieds alignés sur la projection verticale des épaules. Les épreuves ont été réalisées en conditions a) yeux ouverts (YO) durant lesquelles les sujets devaient maintenir leur équilibre en fixant une cible visuelle située à 2,5 mètres devant eux, dans l'axe de leur regard et b) yeux fermés (YF) en imaginant cette même cible visuelle. La durée de chaque enregistrement a été fixée à 30 secondes.

En condition dynamique, le sujet avait pour consigne de garder son équilibre pendant des inclinaisons en rampe de la plate-forme vers l'arrière (direction antéro-postérieure). Une même durée d'enregistrement de 30 secondes a été utilisée. Des inclinaisons en rampe de 2 et 4 degrés (R2 et R4) ont été appliquées et la vitesse d'inclinaison du support a été fixée à 2°/s.

Les enregistrements ont été effectués en conditions yeux ouverts (ouverts arrière 2° et 4° : OR2, OR4) et yeux fermés (fermés arrière 2° et 4° : FR2, FR4).

2.4 → Analyse des données :

• Contrôle postural en condition statique

Le contrôle de l'équilibre statique a été évalué dans un 1^{er} temps par l'intermédiaire de paramètres stabilométriques classiques : la surface et la vitesse de déplacement du CdP. Cette analyse a été complétée par la décomposition en ondelettes du signal stabilométrique (Cf. [21] ; [11]).

La performance posturale des deux groupes d'âge lors de la station debout non perturbée a été quantifiée grâce à un indice d'instabilité posturale (IIP) et la densité spectrale de puissance (DS) expri-

mée en unité arbitraire (Cf. [12] pour plus de détails).

• **Contrôle postural en condition dynamique**

Lors des stimulations en rampe vers l'arrière, nous avons calculé la cinétique et le temps de re-stabilisation des réponses posturales.

La cinétique des réponses posturales a été définie comme le déplacement du CdP en fonction du temps (mm.s).

Le temps (T en s) requis pour la re-stabilisation du corps correspondait au temps mis par le sujet pour revenir à son équilibre initial ou à une nouvelle position d'équilibre, suite au déplacement de la plate-forme.

Le pourcentage de sujets qui retrouvent 1) leur équilibre initial ou 2) un nouvel équilibre à la suite d'un déplacement en rampe de la plate-forme a été calculé avec et sans la vision.

• **Analyse du mouvement**

La position de la tête et sa stabilisation dans l'espace ont été enregistrées à l'aide d'un système d'analyse du mouvement (Codamotion, Charnwood Dynamics, UK) à une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

Trois marqueurs actifs ont été placés sur le front et en position sous-orbitaire pour permettre une analyse précise des déplacements dans les trois plans de l'espace (frontal : XY, horizontal : XZ et sagittal : YZ).

Un quatrième marqueur actif a été placé sur l'articulation de la cheville. Pour chaque sujet, les enregistrements ont été effectués simultanément avec ceux de la posture (30 s).

Le déplacement angulaire de la tête a été mesuré et calculé dans les trois plans XY, XZ et YZ (Cf. [22]). La stabilisation de la tête a été analysée en mesurant la déviation angulaire (amplitude pic à pic) du marqueur sous-orbitaire par rapport à la verticale du sujet définie par l'axe tête-cheville.

• **Taux d'échec à la tâche posturale**

Le % d'échec moyen (chutes, rattrapages) obtenu dans les différentes conditions de tâche posturale dynamique (inclinaisons de 2° ou 4°, yeux ouverts ou yeux fermés) a été calculé pour les deux groupes d'âge.

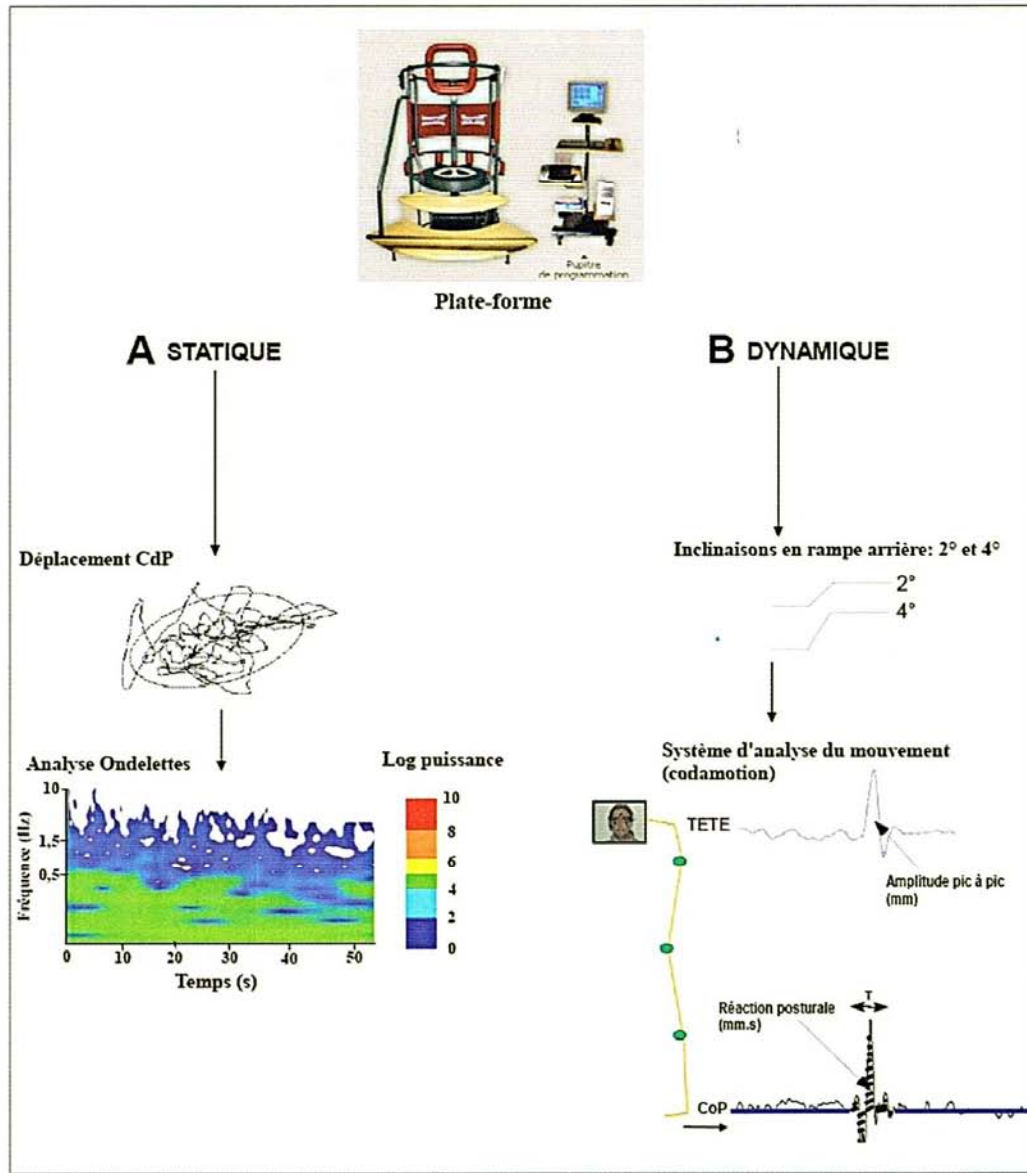


Figure 1A-B : Codamotion

2.5 → **Analyse statistique :**

• **Condition statique :** Les paramètres recueillis (surface, vitesse, indice d'instabilité posturale et densité spectrale de puissance) ont été soumis à une analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : la vision (YO, YF) et le groupe (sujets jeunes, sujets âgés).

• **Condition dynamique :** Les paramètres recueillis lors des inclinaisons en rampe vers l'arrière (cinétique et temps de re-stabilisation de la réponse posturale, amplitude pic à pic de la tête) ont été soumis à une ANOVA à mesures répétées, à trois facteurs : la vision (YO, YF), le degré d'inclinaison (2°, 4°) et le groupe (sujets jeunes, sujets âgés).

Le test post-hoc de Tukey a été utilisé et les résultats jugés significatifs au seuil de probabilité $p < 0,05$.

A. Analyse de la posture en condition statique. Les sujets se tiennent debout sur une plate-forme de force qui enregistre les déplacements du centre de pression (CdP). Les déplacements du CdP sont analysés avec la méthode de posturographie traditionnelle (surface et vitesse) et l'analyse non linéaire (décomposition en ondelettes).

B. Analyse de la posture en condition dynamique. Des inclinaisons en rampe vers l'arrière de 2 ou 4 degrés sont appliquées à la plate-forme. La cinétique (mm.s) et le temps de re-stabilisation (T en s) de la réponse posturale sont calculés. Cette analyse est couplée à une analyse du mouvement (codamotion) permettant d'évaluer la stabilisation de la tête et du corps.





➤ CONCLUSION

Cette première partie d'article scientifique s'est surtout attachée à détailler minutieusement la mise en place du protocole.

Il permettra d'avoir une analyse méticuleuse et aboutie dans le prochain article à paraître en mars.

RÉFÉRENCES

- [1] Fuller GF (2000).
Falls in the elderly. Am Fam Physician 61(7) : 2152-68, 2173-4.
- [2] Horak FB, Shupert CL, Mirka A (1989).
Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. Neurobiol Aging, 10 : 727-738.
- [3] Woollacott M, Shumway-Cook A, Nashner LM (1986).
Aging and posture control : changes in sensory organization and muscular coordination. Int J. Aging Hum Dev, 23 : 97-114.
- [4] Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y (1997).
« Stops walking when talking » as a predictor of falls in elderly people. *Lancet*, 349 : 617.
- [5] Redfern MS, Jennings JR, Martin C, Furman JM (2001).
Attention influences sensory integration for postural control in older adults. Gait Posture, 14 : 211-216.
- [6] Li KZ and Lindenberger U (2002).
Relations between aging sensory/sensorimotor and cognitive functions. Neurosci Biobeh Rev, 26(7) : 777-783.
- [7] Robinovitch SN, Brumer R, Maurer J (2004).
Effect of the « squat protective response » on impact velocity during backward falls. J. Biomech, 37 : 1329-1337.
- [8] Lyons RA, Sander LV, Weightman AL, Patterson J, Jones SA, Rolfe B, Kemp A, Johansen A (2003).
Modification of the home environment for the reduction of injuries. Cochrane Database Syst Rev (4) : CD003600.
- [9] Nevitt MC and Cummings SR (1993).
Type of fall and risk of hip and wrist fractures: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. J. Am Geriatr Soc 41(11) : 1226-34.
- [10] Tinetti ME, Doucette J, Claus E, Marottoli R (1995).
Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. J. Am Geriatr Soc, 43(11) : 1214-1221.
- [11] Lacour M, Bernard-Demanze L, Dumitrescu M (2008).
Posture control, aging, and attention resources: models and posture analysis methods. Neurophysiol Clin/Clin Neurophysiol, 38 : 411-421.
- [12] Bernard-Demanze L, Dumitrescu M, Jimeno P, Borel L, Lacour M (2009).
Age-related changes in Posture Control are Differentially Affected by Postural and Cognitive Task Complexity. Curr Aging Sci, 2(2) : 139-49.
- [13] Lacour M (2006).
Restoration of vestibular functions : basic aspects and practical advances for rehabilitation. Curr Med Res Opin, 22 : 1651-1659.
- [14] Podsiadlo D and Richardson S (1991).
The timed « Up & Go »: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J. Am Geriatr Soc, 39(2) : 142-148.
- [15] Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R (1986).
Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. Am J. Med, 80(3) : 429-434.
- [16] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF (1988).
Risk factors for falls among elderly persons living in the community. N Engl J Med, 319(26) : 1701-1707.
- [17] Shumway-Cook A and Woollacott M (2000).
Attentional demands and postural control : the effect of sensory context. J. Gerontol, 55(1) : M10-M16.
- [18] Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y (1997).
Stops walking when talking» as a predictor of falls in elderly people. Lancet, 349(9052) : 617.
- [19] Ledin T, Kronhed AC, Möller C, Möller M, Odkvist ML, Olsson B (1990).
Effects of balance training in elderly evaluated by clinical tests and dynamic posturography. J. Vestib Res, 1(2) : 129-138.
- [20] Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M (1993).
Attentional demands for static and dynamic equilibrium. Exp Brain Res, 97 : 139-144.
- [21] Dumitrescu MP and Lacour M (2004).
Analyse mathématique par décomposition en ondelettes des signaux stabilométriques. In : Lacour M, [Ed.], « Collection Posture et Equilibre », (pp.13-24) Solal : Marseille.
- [22] Tardieu C, Dumitrescu M, Giraudeau A, Blanc JL, Cheynet F, Borel L (2009).
Dental occlusion and postural control in adults. Neurosci Lett, 450(2) : 221-4.

«...Les performances d'équilibration statique et dynamique des sujets ont été étudiées à l'aide d'une plate-forme Multitest Equilibre...»

Prédictions de chutes...

Proposition d'un test clinique comme outil de détection

2^e partie

L. BERNARD-DEMANZE^{1,2}
J. LEONARD² - M. DUMITRESCU²
P. JIMENO³ - A. DEVÈZE¹
J.P. LAVIEILLE¹ - M. LACOUR²

¹SERVICE ORL, CHU NORD, ASSISTANCE PUBLIQUE HÔPITAUX DE MARSEILLE ET LABORATOIRE DE BIOMÉCANIQUE APPLIQUÉE. IFSTTAR UMR T24. AIX MARSEILLE UNIVERSITÉ.

²UMR 7420 NEUROBIOLOGIE INTÉGRATIVE ET ADAPTATIVE CNRS/UNIVERSITÉ AIX-MARSEILLE, FÉDÉRATION DE RECHERCHE 3C, MARSEILLE

³CABINET DE KINÉSITHÉRAPIE MARSEILLE

Deuxième partie de l'article sur la prédiction des chutes, nous allons maintenant vous présenter les résultats ainsi qu'une analyse des différentes réponses posturales.

3 RÉSULTATS

3.1 → Condition posturale statique :

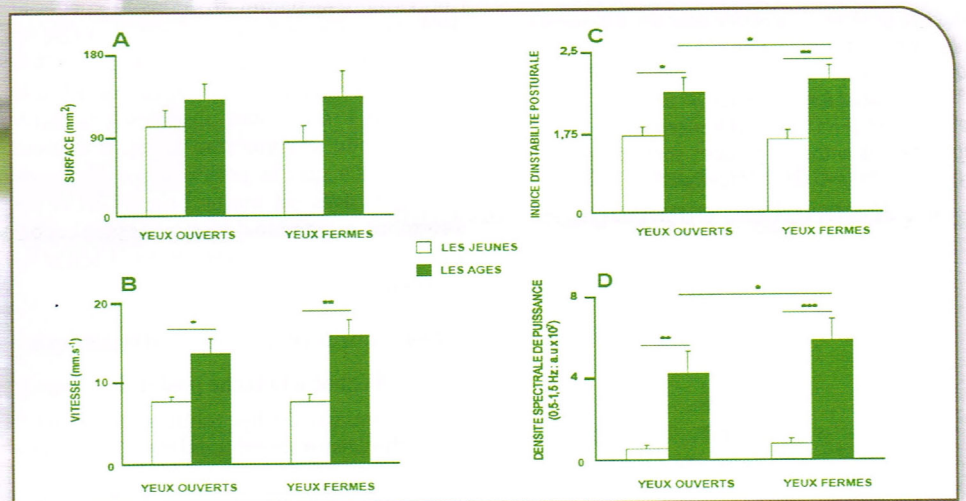
Aucun effet de la répétition des essais n'est observé dans les deux groupes d'âge avec et sans la vision. Les essais ont donc été moyennés dans les deux groupes pour tous les paramètres (surface, vitesse, IIP et DS).

a) Surface et vitesse du CdP (figure 2A-B)

L'ANOVA réalisée sur le paramètre surface montre que le facteur groupe ($F(1,24) = 3,15$, $p > 0,05$) et le facteur vision ($F(1,24)$

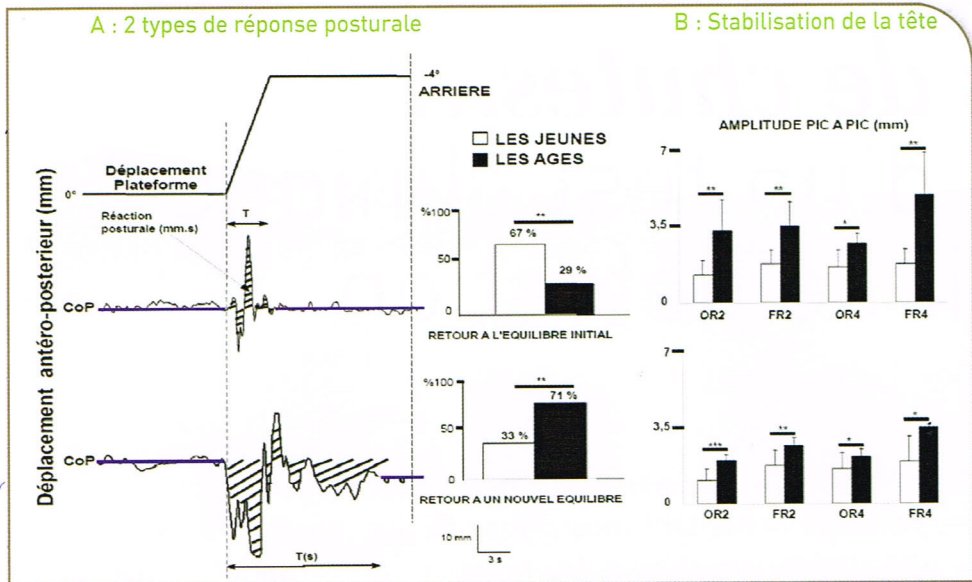
$= 0,23$, $p > 0,05$) ne constituent pas des sources de variation entre les deux groupes d'âge. Aucune interaction significative n'est constatée ($F(1,24) = 2,81$, $p > 0,05$).

En ce qui concerne le paramètre vitesse, l'ANOVA révèle uniquement un effet groupe ($F(1,24) = 7,22$, $p < 0,05$). En effet, la vitesse est nettement supérieure chez les sujets âgés par comparaison avec les sujets jeunes en conditions yeux ouverts ($F(1,24) = 5,50$, $p < 0,05$) et yeux fermés ($F(1,24) = 8,04$, $p < 0,01$).



Fiche 2 A-D : Contrôle postural statique

Résultats moyens enregistrés dans les deux groupes d'âge (jeunes : histogrammes vides, âgés : histogrammes pleins) en conditions yeux ouverts et yeux fermés, avec la méthode posturographique traditionnelle (A-B) et l'analyse non linéaire des déplacements du CdP en utilisant la décomposition en ondelettes (C-D). A : Moyenne des deux groupes pour le paramètre surface. B : Moyenne des deux groupes pour le paramètre vitesse. C-D : Moyenne des deux groupes pour les paramètres indice d'instabilité posturale (IIP) et densité spectrale de puissance (DS) calculée dans la bande des fréquences 0,5-1,5 Hz. Les différences significatives entre les groupes et entre les conditions de vision sont notées : * ($p < 0,05$), ** ($p < 0,01$), *** ($p < 0,001$).



Fiche 4 A-B : Réponse posturale et stabilisation de la tête

A : Déplacement du centre de pression (CdP) en réponse à un mouvement de 4° vers l'arrière de la plate-forme (mode rampe) pour un sujet qui retrouve ou non son équilibre initial. La cinétique (mm.s) et le temps de re-stabilisation T (s) de la réponse posturale sont indiqués sur l'enregistrement. Le % de sujets qui 1) reviennent à leur équilibre initial ou 2) retrouvent une nouvelle position d'équilibre est indiqué en histogrammes vides pour le groupe de sujets jeunes et en histogrammes pleins pour le groupe de sujets âgés.

B : Stabilisation de la tête (amplitude pic à pic en mm) pour les sujets qui retrouvent leur équilibre initial et ceux qui reviennent à une nouvelle position d'équilibre pour les différentes conditions expérimentales : 2° arrière yeux ouverts (OR2), 4° arrière yeux ouverts (OR4), 2° arrière yeux fermés (FR2), 4° arrière yeux fermés (FR4). Les différences significatives entre les groupes sont notées : * (p<0,05), ** (p<0,01), * (p<0,001).**

➔➔➔ **b) Analyse en ondelettes (Figure 2C-D)**

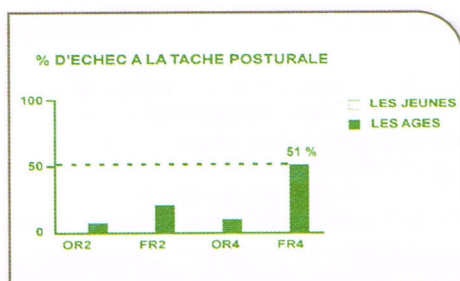
Les résultats présentés concernent l'indice d'instabilité posturale (IIP) et la densité spectrale de puissance (DS) évaluée dans la bande de fréquence 0,5-1,5 Hz. Des résultats similaires ont été enregistrés dans la bande de fréquence 0,05-0,5 Hz (non illustrée ici). Il n'existe pas de différences significatives dans la bande des hautes fréquences (1,5-10 Hz) dans les deux groupes d'âge.

L'analyse réalisée sur l'IIP indique que le facteur groupe (F(1,24) = 7,86, p < 0,01) constitue la principale source de variation. Une interaction significative entre le groupe et la vision est également observée pour ce paramètre (F(1,24) = 5,62, p < 0,05). Concernant le paramètre densité spectrale (DS), les effets groupe (F(1,24) = 11,98, p < 0,01), vision (F(1,24) = 9,74, p < 0,01) et une interaction groupe x vision (F(1,24) = 5,56, p < 0,05) sont observés. Les résultats de cette analyse non linéaire mettent en évidence que la performance posturale des sujets âgés est moins bonne (IIP et DS fortement augmentés) que celle des sujets jeunes, et qu'elle se détériore en absence de vision (Fig. 2C et 2D).

3.2 → Condition posturale dynamique :

a) Taux d'échec à la tâche posturale (figure 3)

Le pourcentage d'échec (chutes, rattrapages) à la tâche posturale est maximal (51 %) chez



les sujets âgés pour 4° d'inclinaison vers l'arrière, en absence de vision (FR4). Ce pourcentage est de moitié à 2° d'inclinaison (FR2). On ne constate aucun échec chez les sujets jeunes, quel que soit le degré d'inclinaison du support, avec ou sans la vision.

b) Réponse posturale et stabilisation de la tête (Figure 4A-B)

Les résultats présentés dans la figure 4A montrent que les sujets âgés comme les sujets jeunes présentent deux types de réponse posturale. À la fin de la perturbation posturale (inclinaison en rampe), 29 % des sujets âgés retrouvent leur position d'équilibre initial contre 67 % chez les jeunes et, inversement, 71 % des âgés retrouvent une nouvelle position d'équilibre contre 33 % chez les jeunes.

Chez les jeunes, quelle que soit la stratégie de stabilisation du corps, la stabilisation de la tête reste très bonne et on observe une faible amplitude pic à pic de la tête dans toutes les conditions posturales. La gamme de déplacement va de 1,06 ± 0,53 mm en condition OR2 à 1,93 ± 1,18 mm en condition FR4. En revanche, chez les personnes âgées, la stabilisation de la tête est significativement moins bonne (F(3,18) = 10,74, p < 0,0001), et particulièrement dans la condition yeux fermés à 4° d'inclinaison vers l'arrière (p < 0,01 ; p < 0,05), quelle que soit la stratégie utilisée (Fig. 4B). La gamme de déplacement s'étend dans ce groupe de 1,97 ± 0,31 mm en condition OR2 à 4,92 ± 1,95 mm en condition FR4.

c) Cinétique de la réponse posturale (figure 5)

Les résultats présentés dans la figure 5 montrent que quelle que soit la stratégie de stabilisation du corps, la réaction posturale (F(1,24) = 14,79, p < 0,001) et le temps de re-stabilisation (F(1,24) = 33,36, p < 0,00001) augmentent significativement chez les sujets âgés et plus particulièrement dans la condition la plus difficile (4° d'inclinaison, yeux fermés, p < 0,01 pour les deux paramètres).

Concernant la cinétique de la réponse posturale, les valeurs moyennes sont dans une gamme allant de 44 ± 22 mm.s (OR2) à 120 ± 70 mm.s (FR4) chez les jeunes, alors que chez les sujets âgés, on note des résultats moyens compris entre 73 ± 40 mm.s (OR2) et 214 ± 71 mm.s (FR4).

Figure 3 : Taux d'échec à la tâche posturale

Résultats moyens enregistrés dans les deux groupes d'âge [jeunes : histogrammes vides ; âgés : histogrammes pleins] pour le pourcentage d'échec à la tâche posturale pour les différentes conditions expérimentales : 2° arrière yeux ouverts (OR2), 4° arrière yeux ouverts (OR4), 2° arrière yeux fermés (FR2), 4° arrière yeux fermés (FR4).

→ Pour le temps de re-stabilisation, les jeunes ont des valeurs moyennes comprises entre $3,7 \pm 0,7$ s (OR2) et $6 \pm 1,6$ s (FR4) alors que les sujets âgés présentent des temps de re-stabilisation significativement plus longs compris entre $4,9 \pm 1,5$ s (OR2) et $8 \pm 1,7$ s (FR4).

DISCUSSION

L'objectif de notre étude était de comparer les réponses posturales de sujets âgés et de sujets jeunes lors :

- 1) de la station debout non perturbée,
- 2) d'inclinaisons dynamiques avec (YO) et sans (YF) la vision,
- 3) de voir si la condition la plus difficile lors d'inclinaisons en rampe à 4° vers l'arrière les yeux fermés (FR4) était la plus discriminante entre les deux groupes, et susceptible de constituer une épreuve de détection de sujets chuteurs.

4.1 → Contrôle postural statique :

Lors de la station debout non perturbée, nous avons observé que la performance posturale des sujets âgés se détériore en comparaison de celle des sujets jeunes et que cet effet est d'autant plus marqué en absence de vision. Nos résultats confirment la littérature qui s'accorde pour dire que le déclin des fonctions sensorimotrices [2] et cognitives [23] observé avec le vieillissement pourrait expliquer la dégradation de la performance posturale lors du maintien de la station debout non perturbée chez les personnes âgées. En accord avec d'autres études ([24] ; [25] ; [26] ; [27]), nos résultats suggèrent aussi que nos personnes âgées sont dépendantes de la vision et sont incapables d'utiliser correctement les autres informations sensorielles (somesthésiques, tactiles et vestibulaires) pour compenser l'absence des informations visuelles.

Enfin, au regard des paramètres utilisés, l'analyse non-linéaire des signaux stabilométriques (décomposition en ondelettes : IIP et densité spectrale de puissance augmentés) se révèle être plus discriminante que l'analyse traditionnelle (aucune modification du paramètre surface).

4.2 → Réponse posturale aux inclinaisons arrière du support :

a) Taux d'échec à la tâche posturale

Nous avons constaté que plus de la moitié des sujets âgés chutent dans la condition la plus difficile (FR4) alors que les sujets jeunes réussissent à 100 %. Ce taux d'échec diminue avec la présence de la vision et pour des inclinaisons d'amplitude plus faible.

Ces dernières années, certaines études ([28] ; [29]) ont recensé l'intérêt des échelles et des tests cliniques dans l'évaluation des troubles de l'équilibre dans différentes populations (jeunes, âgés et hémiplegiques). Outre les tests cliniques, la posturographie dynamique est une autre technique d'investigation qui permet de réaliser une exploration objective, précise et approfondie de la fonction d'équilibration. Dans une récente revue de littérature qui s'est focalisée sur les indices posturographiques prédictifs du risque de chutes, Piirtola et al., (2006) [30] ont soulevé le faible nombre d'études prospectives existantes menées sur le sujet ([31] ; [32] ; [33] ; [34] ; [35] ; [36]) et les résultats contradictoires de ces dernières. Notre étude vient donc étayer la littérature, et le test postural que nous avons investigué pourrait être proposé, en association avec d'autres, comme un outil de détection des sujets chuteurs.

b) Réponse posturale et stabilisation de la tête

Nos résultats mettent très clairement en évidence que les sujets âgés tout comme les sujets jeunes utilisent deux types de réponse posturale lorsque le support s'incline vers l'arrière, mais dans des proportions différentes. Alors que la plupart des jeunes (67 %) ont tendance à retrouver leur équilibre initial à la suite de la perturbation, les sujets âgés reviennent à un nouvel équilibre (71 %).

Chez les jeunes, la stratégie la plus appropriée consiste donc à revenir à son équilibre initial, le corps restant référencé par rapport à l'espace (verticalité). La cinétique et le temps de re-stabilisation sont faibles et la stabilisation de la tête reste très bonne. Cette stratégie s'avère la moins coûteuse en termes de dépense énergétique pour contrôler sa posture. À l'inverse, une majorité de sujets âgés retrouvent un nouvel état d'équilibre, le corps étant référencé par rapport au support et non plus par rapport à l'espace. La réponse posturale est plus longue (cinétique et temps de re-stabilisation augmentés) et la stabilisation de la tête détériorée. Les personnes âgées en comparaison des sujets jeunes utilisent une stratégie plus coûteuse en termes de dépense énergétique pour se re-stabiliser.

En absence d'information visuelle, ces différences entre les jeunes et les âgés sont accentuées. Les sujets jeunes ne manifestent pas de modification de la stabilité de leur tête en absence de vision. Quelle que soit la condition expérimentale, la réponse posturale (cinétique, temps de re-stabilisation) n'est pas significativement différente d'une condition à l'autre. À l'inverse, chez les sujets âgés, la stabilisation de la tête est significativement moins bonne, la cinétique

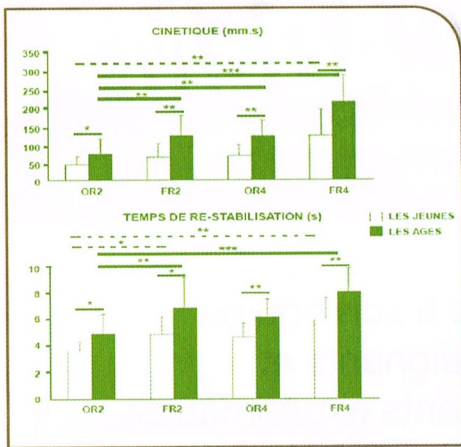


Figure 5 : Cinétique et temps de re-stabilisation de la réponse posturale.

Résultats moyens enregistrés dans les deux groupes d'âge (jeunes : histogrammes vides ; âgés : histogrammes pleins) pour la cinétique et le temps de re-stabilisation de la réponse posturale pour les différentes conditions expérimentales : 2° arrière yeux ouverts (OR2), 4° arrière yeux ouverts (OR4), 2° arrière yeux fermés (FR2), 4° arrière yeux fermés (FR4).

Les différences significatives entre les groupes et entre les conditions de vision (ligne pleine pour les âgés et pointillée pour les jeunes) sont notées :

* ($p < 0,05$), ** ($p < 0,01$), *** ($p < 0,001$).



et le temps de re-stabilisation largement augmentés en absence de vision, et tout particulièrement à 4° d'inclinaison vers l'arrière.

En résumé, les inclinaisons en rampe vers l'arrière s'avèrent très déstabilisantes pour les personnes âgées et provoquent de forts déséquilibres (chutes, rattrapages) dans le sens de la perturbation en absence de vision. Le maintien de l'équilibre dans ces conditions nécessite de la part du sujet âgé, la mise en place de réactions d'équilibration posturale rapides pour éviter la chute, dont l'efficacité s'altère avec le vieillissement normal du système postural. Différents auteurs ([37] ; [38]) ont montré que l'adulte stabilise sa tête dans l'espace au cours de différentes tâches posturocinétiques. D'après Massion (1994) [39], la stabilisation de la tête dans l'espace aurait deux fonctions primordiales. D'une part, elle interviendrait comme un élément déterminant dans le contrôle postural et le maintien de l'équilibre et d'autre part, elle permettrait de fournir aux systèmes perceptifs un référentiel stable. Chez les personnes âgées, nos résultats mettent en évidence que l'absence d'un cadre visuel de référence allocentré (induite par la fermeture des yeux) et la suppression de la vision du mouvement détériore la stabilité de leur corps et de leur tête. Certaines études réalisées chez des sportifs [40] et chez des patients après neurotomie vestibulaire uni et bilatérale [41] ont montré que l'augmentation de dépendance au champ visuel (statique et dynamique) était associée à une augmentation correspondante de l'instabilité posturale. Ainsi, nos résultats suggèrent aussi que les personnes âgées sont plus dépendantes à l'égard du champ visuel en condition dynamique d'équilibration.

➤ CONCLUSION

En conclusion, une plate-forme peut constituer un outil clinique de détection du sujet chuteur, et les programmes dont on peut disposer permettent également de réduire préventivement les sujets âgés potentiellement chuteurs. On sait en effet que les six conditions expérimentales :

- a) yeux ouverts et yeux fermés sur plateau stable,
 - b) yeux ouverts et yeux fermés sur plateau instable,
 - c) stimulation optocinétique sur plateau stable et instable,
- permettent de varier le poids des informations sensorielles visuelles, vestibulaires et somesthésiques, et donc de proposer une rééducation fonctionnelle de la posture. Par ailleurs, des programmes d'inclinaison réglables d'un plateau, et de déplacements verticaux du support, permettent aussi une rééducation de la stabilisation de la tête essentielle au contrôle de l'équilibre ([42] ; [43]).

RÉFÉRENCES

- [2] HORAK FB, SHUPERT CL, MIRKA A (1989). *Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. Neurobiol Aging, 10 : 727-738.*
- [23] CRAIK FI, NAVEH-BENJAMIN M, ISHAIK G, ANDERSON ND (2000). *Divided attention during encoding and retrieval : differential control effects ? J Exp Psychol Learn Mem Cogn, 26(6) : 1744-9.*
- [24] LORD SR, WARD JA, WILLIAMS P, ANSTEY KJ (1994). *Physiological factors associated with falls in older community-dwelling women. J Am Geriatr Soc, 42(10) : 1110-1117.*
- [25] HAY L, BRAD C, FLEURY M, TEASDALE N (1996). *Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. Exp Brain Res, 108(1) : 129-39.*
- [26] PERRIN P, JEANDEL C, PERRIN CA, BENE MC (1997). *Influence of visual control, conduction, and central integration on static and dynamic balance in healthy older adults. Gerontology, 43(4) : 223-231.*
- [27] PERRIN P, GAUCHARD GC, PERROT C, JEANDEL C (1999). *Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. Br J Sports Med, 33(2) : 121-126.*





- [28] PERENNOU D, DECAVEL P, MANCKOUNDIA P, PENVEN Y, MOUREY F, LAUNAY F, PFITZENMEYER P, CASILLAS JM (2005).
Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders. Ann Readapt Med Phys, 48(6) : 317-335.
- [29] GELLEZ-LEMAN MC, COLLE F, BONAN I, BRADAI N, YELNIK A (2005).
Evaluation of the disabilities of hemiplegic patients. Ann Readapt Med Phys, 48(6) : 361-8.
- [30] PIIRTOLA M AND ERA P (2006).
Force Platform Measurements as Predictors of Falls among older People - A Review. Gerontology, 52(1) : 1-16.
- [31] MAKI BE (1993).
Biomechanical approach to quantifying anticipatory postural adjustments in the elderly. Med Biol Eng Comput, 31(4) : 355-362.
- [32] MAKI BE, HOLLIDAY PJ, TOPPER AK (1994).
A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. J Gerontol, 49(2) : M72-84.
- [33] THAPA PB, GIDEON P, BROCKMAN KG, FOUGHT RL, RAY WA (1996).
Clinical and biomechanical measures of balance as fall predictors in ambulatory nursing home residents. J Gerontol A Biol Sei Med Sei, 51(5) : M239-246.
- [34] BERGLAND A, JARNLO GB, LAAKE K (2003).
Predictors of falls in the elderly by location. Aging Clin Exp Res, 15(1) : 43-50.
- [35] BOULGARIDES LK, MCGINTY SM, WILLETT JA, BARNES CW (2003).
Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. Phys Ther, 83(4) : 328-339.
- [36] STEL VS, SMIT JH, PLUIJM SM, LIPS P (2003).
Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. J Clin Epidemiol, 56(7) : 659-668.
- [37] CLEMENT G, POZZO T, BERTHOZ A.
Contribution of eye positioning to control of the upside-down standing posture (1988). Exp Brain Res, 73(3) : 569-76.
- [38] POZZO T, BERTHOZ A, LEFORT L (1990).
Head stabilization during various locomotor tasks in humans. 1. Normal subjects. Exp Brain Res, 82(1) : 97-106.
- [39] MASSION (1994).
Postural control system. Curr Opin Neurobiol, 4(6) : 877-87.
- [40] ISABLEU B, OHLMANN T, CRÉMIEUX J, AMBLARD B (1998).
How dynamic visual field dependence-independence interacts with the visual contribution to postural control. Hum Mov Sci, 17 : 367-391.
- [41] LOPEZ C, LACOUR M, AHMADI AE, MAGNAN J, BOREL L (2007).
Changes of visual vertical perception: a long-term sign of unilateral and bilateral vestibular loss. Neuropsychologia, 45(9) : 2025-37.
- [42] BLES W, KAPTEYN TS, BRANDT T, ARNOLD F (1980).
The mechanism of physiological height vertigo. II. Posturography. Acta Otolaryngol, 89 (5-6) : 534-40.
- [43] PAULUS WM, STRAUBE A, BRANDT T (1984).
Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. Brain, 107 (Pt 4) : 1143-1163.