

Les effets d'un entraînement ludique et interactif sur la qualité du contrôle postural lors d'un déséquilibre intrinsèque chez des personnes âgées institutionnalisées.

Alexandre KUBICKI ^{1,2,3}, François BONNETBLANC ^{1,2}, Geoffroy PETREMENT ³, France MOUREY ^{2,4}

¹ Université de Bourgogne, UFR STAPS, BP 27877, F-21078, Dijon, France

² Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale (INSERM), Unité 887, Motricité et Plasticité, BP 27877, F-21078 Dijon, France

³ SARL Fovea Interactive, Campus industriel - Espace Entreprises, Route de Demigny, 71100 Chalon sur Saône, France

⁴ Université de Bourgogne, Faculté de Médecine. 7 Bv Jeanne d'Arc, 21000 Dijon.

(✉) Kubicki Alexandre,

INSERM U887, Motricité et plasticité, BP 27877, Campus Universitaire, Université de Bourgogne, 21078 Dijon, France. Tel: +33 3 80396767 ; fax : +33 3 80396702 ; e-mail : Alexandre.Kubicki@u-bourgogne.fr

INTRODUCTION

Les troubles de l'équilibre et leur implication dans le problème majeur de la chute chez les personnes âgées sont très largement étudiés dans la littérature scientifique. Les chercheurs ont mis en évidence l'implication de plusieurs systèmes dans l'apparition de ces troubles de l'équilibre avec l'âge. Au sein du système nerveux central, plusieurs structures sont dédiées au maintien de la posture. Si une réponse inadaptée à une perturbation d'origine extrinsèque, telle que le déplacement brutal du support ou encore la présence d'une surface glissante, est à l'origine de nombreuses pertes de l'équilibre (Fujiwara et al., 2007), la préparation et l'adaptation à un déséquilibre de type intrinsèque semble être elle-aussi impliquée de manière importante dans l'altération de la fonction d'équilibration (Massion 1992 ; Overstall et al., 1977 ; Man'kovskii et al., 1980 ; Inglin and Woollacott, 1988). A notre connaissance, il n'existe aucune étude qui aurait entrepris d'entraîner des personnes âgées de manière spécifique et de mesurer les effets de cet entraînement sur la capacité à coordonner de manière efficace la posture et le mouvement.

La coordination entre la posture et le mouvement et son évolution avec l'âge

L'exécution d'un mouvement focal génère une perturbation endogène (déséquilibre intrinsèque), faisant appel à un contrôle très précis de l'équilibre (Massion 1992). Dans de nombreuses études, l'interactivité entre la posture et le mouvement a été évaluée dans le cadre de plusieurs mouvements focaux, tels que des flexions ou extensions de l'épaule (Bouisset et al., 1987 ; Horak et al., 1984 ; Lee et al., 1980), des abductions latérales ou horizontales de l'épaule (Vernazza et al., 1996), des flexions du coude (Friedli et al., 1984), ou encore des mouvement du tronc (Crenna et al., 1987 ; Odsson et al., 1986). Ce type de tâche nécessite la

mobilisation et l'immobilisation de certains segments corporels avec une précision temporelle extrême dans le but d'éviter la chute.

Plusieurs auteurs ont étudiés les changements relatifs à l'âge dans ces ajustements posturaux. Man'kovskii a montré, au sein du groupe le plus âgé de son étude (90-99 ans), des APAs largement retardées : les muscles posturaux étaient activés en même temps que les muscles liés à la tâche focale (Man'kovskii et al., 1980). Inglin et Woollacott (1988) ont confirmées cette idée : Leur étude du timing de l'activation musculaire a montrée des APAs retardées chez les personnes âgées, notamment lorsque le type de mouvement focal à venir était inconnu par le sujet. De plus, Bleuse et collaborateurs ont mis en évidence une diminution de l'anticipation du mouvement focal chez les sujets âgés par une analyse du déplacement antéro-postérieur du Centre de Pression lors d'un mouvement de pointage rapide avec le membre supérieur (Bleuse et al., 2006). Enfin, l'analyse comparée d'Activités Posturales Anticipées entre des sujets âgés sains et des sujets âgés fragiles a montré que les capacités de prédiction semblent être corrélées aux capacités fonctionnelles de l'individu (Kubicki et al., in press).

Efficacité du système de prédiction motrice et vieillissement.

Le système de prédiction motrice permet d'expliquer la rapidité ainsi que l'extrême précision avec lesquelles le cerveau humain peut moduler ses actions, par l'intervention de mécanismes d'anticipation autorisant une part importante de proactivité dans le contrôle moteur. De nombreux auteurs se sont intéressés à la coordination entre la posture et le mouvement pour mettre en évidence l'existence de ce système, notamment à travers l'exploration des Activités Posturales Anticipées (Belen'kii et al., 1967 ; Lee et al., 1980 ; Crenna et Frigo, 1987). Comme nous l'avons mentionné précédemment, l'efficacité de ces APAs semble dégradée avec l'âge. Il semble donc que le cerveau âgé ne soit plus capable de faire intervenir des

mécanismes proactifs de manière appropriée, en comparaison avec les caractéristiques du contrôle moteur chez un jeune adulte. Comme cela a été montré lors d'un mouvement de pointage du membre supérieur, les personnes âgées auraient tendance à utiliser préférentiellement les rétroactions sensorielles pour adapter leur mouvement, au lieu de prédire les conséquences sensori-motrice du geste afin d'adapter, de manière proactive, la construction du programme moteur. L'utilisation préférentielle de mécanismes rétroactifs, nécessitant des délais temporels importants (Délais de parcours de la boucle sensori-motrice) serait une explication du ralentissement global du mouvement observé dans cette population (Ketcham et al., 2002 ; Yan et al., 1998).

Ces modifications du contrôle moteur liées à l'âge pourraient être liées à la dégénérescence de certaines structures nerveuses, en particulier des structures sous-corticales comme le cervelet (Gong et al., 2009), structure largement dédiée à la prédiction motrice (Massion et al 1999; Bastian 2006).

Plasticité du cerveau âgé et lutte contre la sédentarité

La plasticité cérébrale est la capacité du cerveau à apprendre et à s'adapter à un environnement grâce à son potentiel de réorganisation des circuits neuronaux. Au cours du vieillissement cérébral, des altérations physiologiques sont à l'origine d'altérations structurales : les réseaux neuronaux sont soumis à une déafférentation fonctionnelle progressive résultant de la réduction des activités du sujet âgé (Shruster et al., 2010). Le cerveau apprend en agissant et se réorganise par expérience. La diminution quantitative des mouvements chez les personnes âgées, ou sédentarité, contribuerait donc largement à cette altération des capacités plastiques cérébrales. Cependant, de récents travaux montrent chez des sujets âgés sains que quelques séances d'exercices spécifiques permettent l'optimisation

de la capacité d'anticipation en provoquant des modifications d'origine centrale (Kubicki et al., 2011).

Ces notions sont à mettre en relation avec les précédentes concernant le système de prédiction motrice. La sédentarité des sujets âgés est très certainement une des causes principales de l'altération de leur système de prédiction motrice. La connaissance de son propre corps et de ses interactions avec l'environnement (modèle interne de l'action) est étroitement liée à l'activité (l'expérience) du sujet (Personnier et al., 2010).

Toutes ces analyses suggèrent donc que dans certaines conditions, la plasticité cérébrale permette encore d'améliorer le fonctionnement du SNC, et en particulier les facultés d'anticipation, chez des sujets âgés sains. Ce potentiel de réapprentissage est-il présent dans un contexte de fragilité ? Notre étude a tenté de répondre à cette question par l'analyse posturo-cinétique comparée d'un groupe entraîné et d'un groupe témoin. Notre objectif était donc d'observer l'effet d'un entraînement ludique et interactif par utilisation d'un système adapté aux capacités des personnes âgées. Notre hypothèse était que l'entraînement pouvait provoquer des modifications sur la qualité du contrôle postural entre le pré-test et le post-test pour le groupe entraîné. En cas de confirmation de cette hypothèse, la dynamique de cet entraînement serait évaluée en analysant les modifications posturo-focales au cours des séances successives.

MATERIEL ET METHODE

Description du matériel

Le dispositif médical est basé sur l'analyse en temps réel des mouvements gestuels. Il intègre un système de vision qui effectue avec précision le suivi de trajectoire du marqueur tenu par la main du sujet. De manière synthétique, le dispositif analyse en temps réel le mouvement réalisé, le compare à la consigne et affiche un résultat.

Le champ de vision du système correspond à un rectangle de 3m de large sur 2 m de haut lorsque le patient se trouve à environ 3m du système.

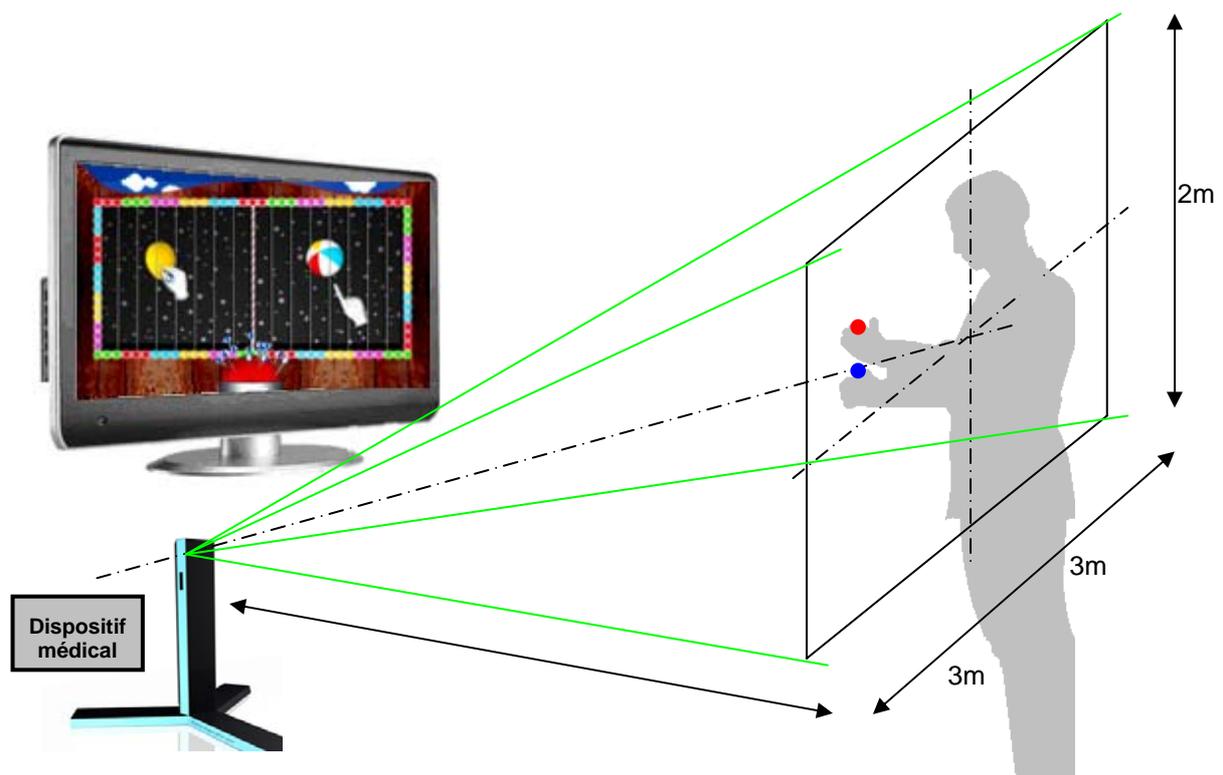


Figure 1 : Représentation schématique du système d'analyse du mouvement et de l'environnement virtuel dans lequel évolue le patient. La consigne était d'aller pointer le ballon jaune afin de le faire éclater.

Le système de vision capture l'ensemble des marqueurs à la vitesse de 60 images par seconde et reconstruit en temps réel les trajectoires décrites. Les parties du corps associées à ces marqueurs sont redessinées en accord avec l'environnement ludique virtuel dans lequel évolue le patient. Le système était capable de reproduire le mouvement des deux mains du sujet (voir figure 1). Dans cette étude, seule la main dominante du sujet était utilisée et donc représentée sur l'écran.

Une plate forme de stabilométrie est utilisée pour l'évaluation du déplacement du Centre de Pression (CP). Cette plate forme est synchronisée avec le dispositif d'analyse du mouvement afin de pouvoir superposer les deux signaux (mouvement de la main et mouvement du centre de pression). La plate forme de stabilométrie utilisée est manufacturée par Technoconcept® (Cours Artistide Briand 04280 Cereste France), et répond aux normes européennes (Marquage CE).

Description des sujets

La population visée est celle des personnes âgées présentant des troubles posturaux divers associée à une fragilité dans le cadre de différentes pathologies. Les sujets sont tous âgés de plus de 75 ans, hospitalisés en Soins de Suite et Réadaptation de la clinique Bénigne Joly, chuteurs ou non chuteurs, et présentant une altération de l'état général dans le cadre de différentes pathologies. Tous ces sujets sont droitiers, et capables de maintenir la position debout sans aide humaine ni matérielle.

Le groupe entraînement (GE) était constitué de 23 sujets, dont 5 hommes et 18 femmes. Le groupe témoin (GT) était constitué de 23 sujets, dont 6 hommes et 17 femmes. Les

caractéristiques morphologiques ainsi que les capacités fonctionnelles des patients de chaque groupe n'étaient pas significativement différentes (voir tableau 1).

Protocole expérimental

Les participants ont été répartis dans les deux groupes de manière randomisée.

Les participants des deux groupes étaient invités à participer à deux séances bilans identiques, qui se déroulaient à 3 semaines d'intervalle. Seuls les sujets du GE participaient aux 6 séances d'entraînement, à raison de 3 séances par semaine (2 pour la dernière semaine), pendant ces 3 semaines (GT : 2 séances bilans; GE : 2 séances bilan + 6 séances entraînement). L'ensemble des participants des deux groupes participaient à toutes les séances de rééducation classiquement proposées par leur kinésithérapeute référent.

Avant la première séance bilan, chaque sujet donnait son consentement éclairé après avoir été informé oralement et par écrit des modalités de l'expérimentation.

Les séances (bilan ou entraînement) étaient toujours réalisées avant la séance de rééducation classique.

- Séance de bilan (30 minutes) :

Echauffement préalable de quelques minutes : musculaire et articulaire, corps entier, particulièrement les épaules.

Réalisation des tests cliniques fonctionnels : Timed Up and Go test (TUG), Vitesse de marche, vitesse de marche en double-tâche.

Explications et consignes pour la prise en main du dispositif interactif. Démonstration rapide de l'expérimentateur.

Première séquence de familiarisation : 15 cibles (Ballons jaunes), la consigne donnée est : « Allez éclater le ballon avec votre main droite. Essayer de réagir le plus vite possible dès que la cible apparaît, et d'aller pointer avec votre main le plus rapidement possible ».

Séquences d'entraînements (*6, chaque séquence : *10 ballons) : Même consigne : on demande au patient de réagir le plus rapidement possible après l'apparition de la cible, et de réaliser chaque mouvement de pointage à vitesse maximum. Les 3 premières séquences se font pieds en position standard sur la plate forme de force, les mesures sont effectuées par le système lors de ces 3 séquences en position de pied standard. Des contraintes d'équilibration supplémentaires peuvent être ajoutés pour les séquences suivantes, en fonction des capacités du patient (pieds joints, pieds en tandem, mousse ou trampoline). Pour ces dernières séquences, le thérapeute est libre de choisir les contraintes imposées en fonction du niveau du patient.

Le sujet est invité à faire une pause entre chaque session, ou dès qu'il en ressent le besoin.

- Séance d'entraînement (20 minutes)

Echauffement préalable de quelques minutes : musculaire et articulaire, corps entier, particulièrement les épaules.

Sessions d'entraînements (*10 au moins, chaque séquence : *10 ballons) : Consigne : « Allez éclater le ballon avec votre main droite. Essayer de réagir le plus vite possible dès que la cible apparaît, et d'aller pointer avec votre main le plus rapidement possible ». Le patient est invité à faire une pause entre chaque session, ou dès qu'il en ressent le besoin. Les 3 premières séquences se font pieds en position standard sur la plate forme de force, les mesures sont effectuées par le système lors de ces 3 séquences en position de pied standard. Des contraintes d'équilibration supplémentaires peuvent être ajoutés pour les séquences suivantes, en fonction des capacités du patient (pieds joints, pieds en tandem, mousse ou trampoline). Pour ces dernières séquences, le thérapeute est libre de choisir les contraintes imposées en fonction du niveau du patient.

Analyse statistique

Le test de Kolmogorov-Smirnov a permis de vérifier la normalité de la distribution. L'homogénéité des populations dans les deux groupes a été testé par des tests de Student pour chaque variable (âge, poids, taille, TUG, Vitesse de marche et vitesse de marche double-tâche, voir tableau 1).

L'analyse statistique a ensuite été réalisée en deux parties :

Dans un premier temps, les données ont été soumises à une ANOVA de type 2 x 2 avec le facteur Séance (pré-test ou post-test) et le facteur Groupe (GE ou GC). Le test de Scheffé a été utilisé pour les analyses post-hoc.

Dans un second temps, les variables ayant été identifiées comme significativement différentes entre les deux groupes ont été analysées en fonction de la séance (séance 1 à 8) pour tous les sujets du groupe entraînement.

Calcul des paramètres de l'analyse posturo-cinétique

- mouvement de la main (M)

MTM : Durée de mouvement de la main (s)

MV_{moy} : Vitesse moyenne de la main entre le début et la fin du mouvement

TR : Temps de réaction (s)

- mouvement du centre de pression (CdP)

CdPV_{max} : Vitesse maximale du CdP pendant le mouvement

CoPTV_{max} : Durée entre le début du mouvement de la main (T₀) et le maximum de vitesse du CdP(s).

CdPV_{moy_{APA}} : Vitesse moyenne du CdP pendant la phase d'Activité Posturale Anticipée, entre T₀-150ms et T₀ (m/s).

CdPV_{moy_{Acc}} : Vitesse moyenne du CdP pendant la phase d'accélération de la main (entre T0 et MTV_{max})

CdPV_{moy_{Dcc}} : Vitesse moyenne du CdP pendant la phase de déccélération de la main (entre MTV_{max} et la fin du mouvement de la main).

CdPV_{moy} : Vitesse moyenne du CdP entre T0-150ms et la fin du mouvement de la main.

RESULTATS

Homogénéité des groupes en pré-test

Le tableau suivant montre les résultats de chaque test de Student ainsi que les moyennes et écart-types obtenus pour chacune des variables testées.

	<i>GE</i>	<i>GT</i>	<i>t</i>	<i>p</i>
<i>Age (an)</i>	82,21 ± 6,85	81,52 ± 4,95	0,381	0,704
<i>Poids (kg)</i>	66,67 ± 16,45	66,87 ± 12,76	0,081	0,935
<i>Taille (m)</i>	1,62 ± 0,07	1,61 ± 0,09	0,429	0,669
<i>TUG (s)</i>	22,84 ± 7,09	20,28 ± 11,03	0,935	0,354
<i>VM (m/s)</i>	0,61 ± 0,17	0,69 ± 0,29	1,146	0,257
<i>VMDT (m/s)</i>	0,52 ± 0,14	0,58 ± 0,23	1,178	0,245

Tableau 1 : Caractéristiques des patients et capacités fonctionnelles en fonction du groupe

Comparaison pré-test et post-test :

(1) Cinématique de la main

- MTM

Le temps de mouvement de la main était inférieur en post-test ($1,34 \pm 0,47$ s) par rapport au pré-test ($1,95 \pm 0,68$ s) dans le groupe entraînement. Cette différence était significative (effet Groupe : $F(1,29) = 0,665$, $p = 0,421$; effet Séance : $F(1,29) = 2,62$, $p = 0,116$; **interaction Groupe x Séance** : $F(1,29) = 4,367$, $p < 0,5$, confirmée par le test Post-Hoc).

- MVmoy

La vitesse moyenne de la main était significativement plus importante en post-test ($0,92 \pm 0,31$ m/s) par rapport au pré-test ($0,63 \pm 0,2$ m/s) pour le groupe entraîné. L'ANOVA montrait une **interaction Groupe x Séance** : $F(1,29) = 4,817$, $p < 0,5$, confirmée par le test Post-Hoc.

- TR

L'ANOVA ne montrait pas d'effet Groupe ($F(1,29) = 0,39$, $p = 0,846$), pas d'effet Séance ($F(1,29) = 3,91$, $p = 0,057$), mais une **interaction Groupe x Séance** ($F(1,29) = 5,057$, $p < 0,05$). Le Post-Hoc montrait une différence significative entre le pré-test ($0,605 \pm 0,244$ s) et le post-test ($0,446 \pm 0,11$ s) pour le groupe entraîné.

Ces résultats sont illustrés sur la figure 2

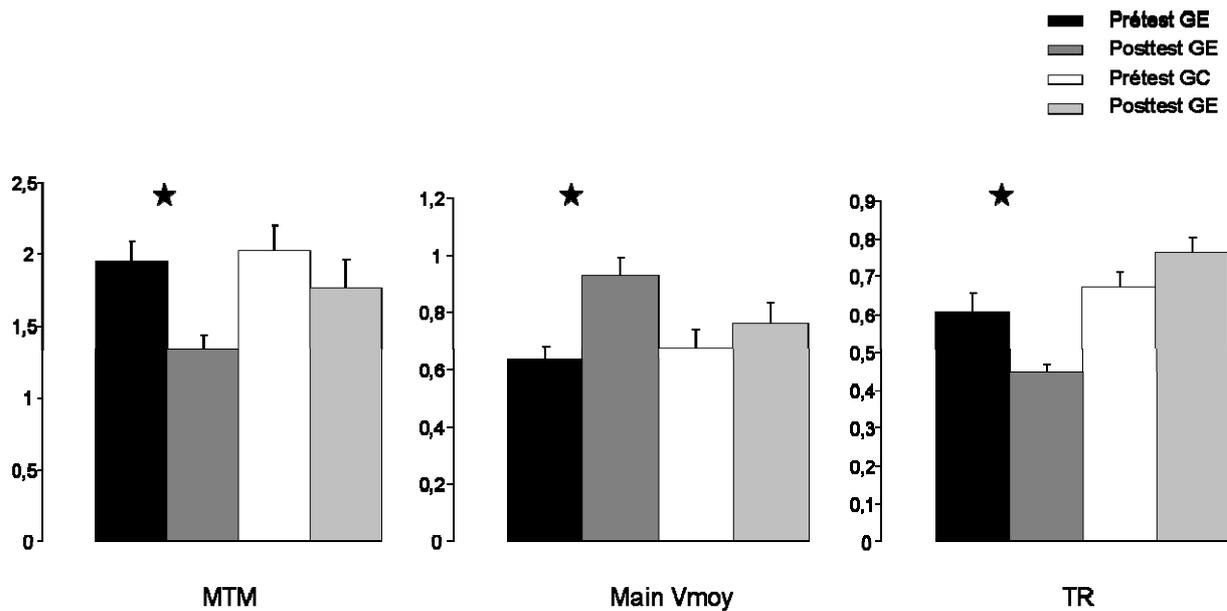


Figure 2 : Durée du mouvement de la main (s), vitesse moyenne de la main (s) et temps de réaction (s) pour les patients du groupe entraînement (GE) et du groupe contrôle (GC) en fonction de la séance. Les barres verticales représentent l'erreur standard.

(2) Cinématique du CdP

- CdPVmoy

La vitesse moyenne du CdP était plus importante en post-test ($0,032 \pm 0,019$ m/s) par rapport au pré-test ($0,027 \pm 0,011$ m/s) comparativement au groupe témoin (post-test = $0,024 \pm 0,009$ m/s ; pré-test = $0,026 \pm 0,007$ m/s). L'ANOVA révélait une **interaction Groupe x Séance** ($F(1,29) = 5,106, p < 0,5$) : le post-hoc confirmait l'augmentation de la vitesse moyenne du CdP en post-test par rapport au pré-test pour le groupe entraîné.

- CdPVmoy_{APA}

Il n'y avait pas de différence entre le post-test ($0,028 \pm 0,017$ m/s) et le pré-test ($0,026 \pm 0,012$ m/s) pour le groupe témoin. A l'inverse, il y avait une différence significative entre le post-test ($0,031 \pm 0,022$ m/s) et le pré-test ($0,024 \pm 0,01$ m/s) pour le groupe entraîné. L'ANOVA ne montrait pas d'effet Groupe ($F(1,29) = 0,653$, $p = 0,426$), ni d'effet Séance ($F(1,29) = 0,0578$, $p = 0,453$) mais une **interaction Groupe x Séance** ($F(1,29) = 8,031$, $p < 0,01$). Le Post-Hoc a confirmé la différence entre post-test et pré-test pour le groupe entraîné.

- CdPV_{moyAcc}

L'ANOVA n'a montré aucun effet statistique pour la vitesse moyenne du CdP pendant l'accélération de la main ($ps > 0,075$). La tendance observée entre le post-test ($0,033 \pm 0,022$ m/s) et le pré-test ($0,027 \pm 0,011$ m/s) n'a pas été confirmé statistiquement, ce qui était peut-être due à une différence inter-groupe importante en pré-test entre le groupe entraîné ($0,027 \pm 0,011$ m/s) et le groupe témoin ($0,031 \pm 0,013$ m/s).

- CdPV_{moyDec}

Il n'y avait aucune différence significative concernant ce paramètre, l'ANOVA n'a révélé aucun effet ($ps > 0,178$).

Ces résultats sont illustrés sur la figure 3

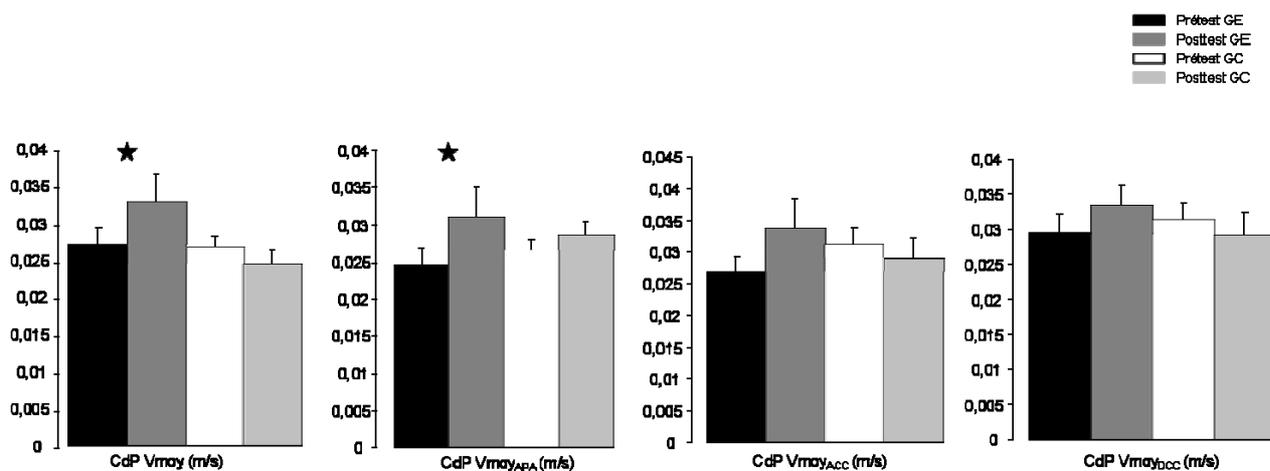


Figure 3 : Vitesse moyenne du CdP sur l'ensemble du mouvement de la main, pendant la phase d'APA, pendant la phase d'accélération, et pendant la phase de décélération, pour les patients du groupe entraînement (GE) et du groupe contrôle (GC) en fonction de la séance. Les barres verticales représentent l'erreur standard.

Dynamique de l'entraînement : Evolution du contrôle posturo-cinétique pendant l'entraînement.

(1) Le Temps de Réaction

Le temps de réaction moyen pour chaque sujet, puis moyenné pour tous les sujets du groupe entraînement à chaque séance est illustré sur la figure 4. Après une première amélioration rapide entre la première et la deuxième séance (de 600 ms à 525 ms), la réduction du temps de réaction semble assez progressive jusqu'à la fin de l'entraînement (de 525 ms à 450 ms).

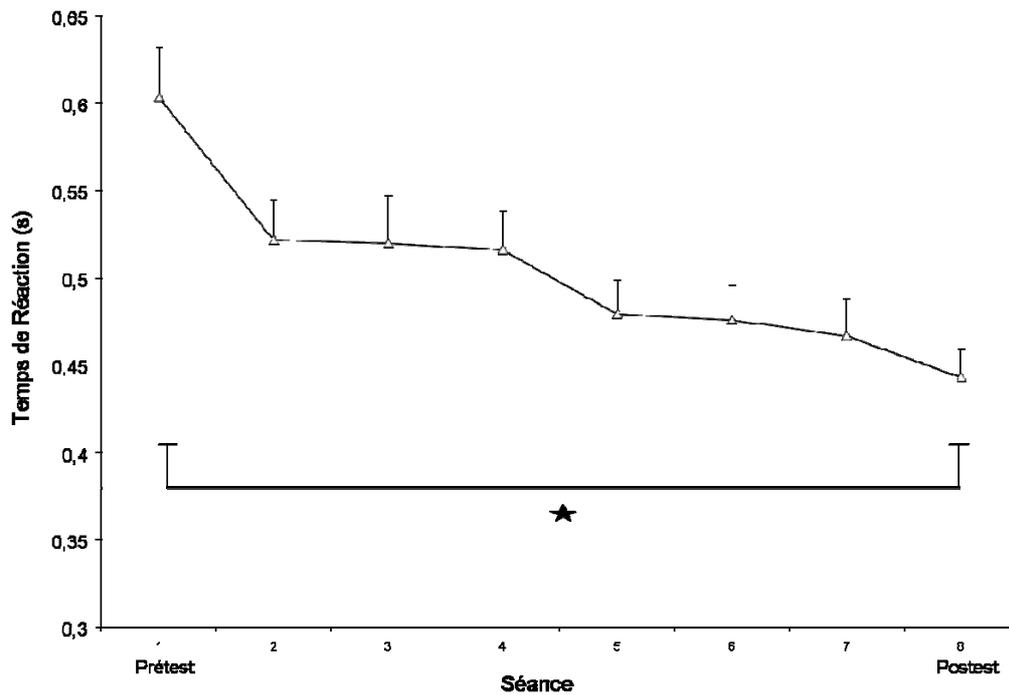


Figure 4 : Temps de réaction moyen (en seconde) pour tous les patients entraînés en fonction de la séance, les barres verticales représentent l'erreur standard.

(2) Vitesse moyenne de la main et vitesse moyenne du CdP pendant l'APA

Nous avons voulu mettre en évidence la progression des patients du groupe entraînement dans la composante focale du mouvement (vitesse moyenne de la main) et la composante posturale anticipée du mouvement (vitesse moyenne du centre de pression pendant l'APA). Ces deux variables ont été significativement améliorées par l'entraînement (voir ci-dessus). De manière intéressante, il semble que la vitesse moyenne de la main progresse très vite, atteignant un niveau quasi-maximum dès la fin de la première semaine d'entraînement (3 séances). La progression est ensuite beaucoup plus lente lors des deux dernières semaines. De plus la pause que constitue le week-end ne semble pas engendrer de diminution de cette vitesse de la main

lors de la séance du lundi suivant. La vitesse moyenne du CdP pendant l'APA progresse elle aussi de manière importante lors de la première semaine, mais dès le lundi de la deuxième semaine la performance est largement diminuée, et la progression lors de la deuxième semaine est encore très importante. Pour vérifier cette observation nous avons calculé les gains obtenus pour chaque paramètre et pour chaque patient, et nous avons testé l'effet de la semaine (1 ou 2) afin de montrer que la vitesse de la main ne progressait plus lors de la deuxième semaine alors que la vitesse du CdP progressait encore (cette analyse n'est pas encore disponible).

De plus, il est intéressant de souligner que la différence observée entre la première et la deuxième séance semble beaucoup plus importante pour la vitesse moyenne du CdP pendant l'APA que pour la vitesse moyenne de la main, et inversement entre la deuxième et la troisième séance. Ces résultats sont illustrés sur la figure 5.

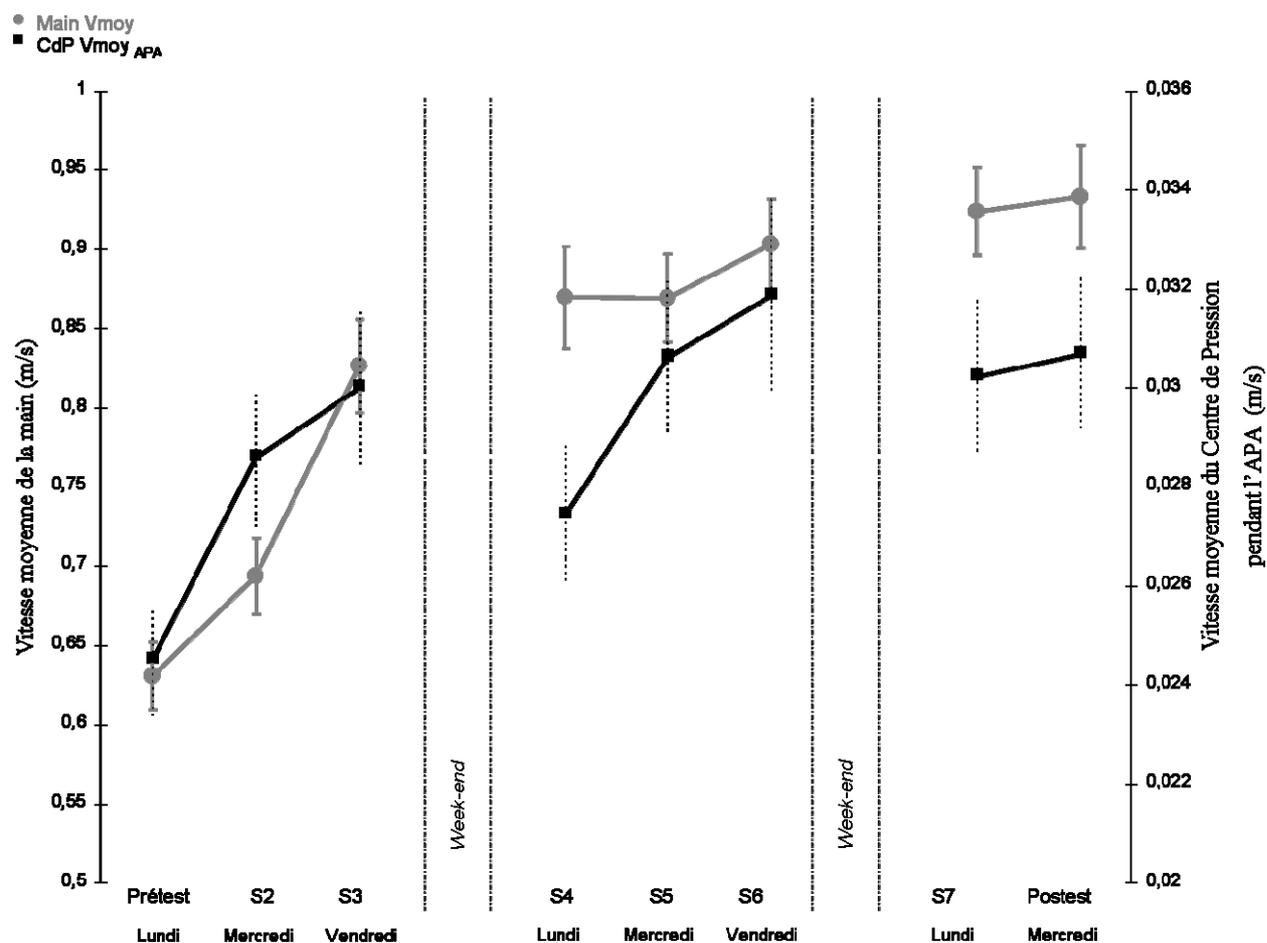


Figure 5 : Vitesse moyenne de la main et vitesse moyenne du CdP (en m/s) en fonction de la séance pour tous les patients du groupe entraîné. Les barres verticales représentent l'erreur standard.

DISCUSSION

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer l'effet d'un entraînement ludique et interactif sur la qualité de la coordination entre posture et mouvement de personnes âgées prises en charge en service de soins de suite et de réadaptation.

Nos résultats montrent des effets sur les composantes focales et posturales du mouvement des patients du groupe entraîné. Dans un premier temps, il semble que le mouvement de la main est amélioré: la vitesse moyenne de ce mouvement augmente et le temps de mouvement diminue entre le pré-test et le post-test. Si l'amélioration de cette composante focale est intéressante, il faut néanmoins rappeler qu'elle peut être principalement due à un apprentissage « machine », à savoir une amélioration de l'utilisation du système par le patient qui comprend mieux, au fur et à mesure des séances, comment se déplacer dans l'espace pour optimiser le résultat à l'écran.

On note également une évolution des paramètres concernant la vitesse du CdP sous les pieds du patient. Ces mécanismes posturaux, totalement inconscients, ne sont pas dépendant de la capacité d'utilisation du système de jeu. Les résultats montrent une augmentation de la vitesse moyenne du CdP sur l'ensemble du mouvement. En analysant les différentes phases de ce mouvement on comprend que cette augmentation concerne principalement la phase anticipé du mouvement du CdP, à savoir l'APA. Les APAs étant générées de manière anticipée lors de l'élaboration du programme moteur, ce résultat montre que des modifications centrales sont intervenues pendant l'entraînement, certainement dans le but d'optimiser la phase initiale du contrôle postural lié au mouvement de pointage. Ce mécanisme adaptatif d'optimisation a déjà été mis en évidence chez des personnes âgées saines et autonomes (Kubicki et al., 2011). Il semble que des patients présentant de faibles réserves fonctionnelles soient également capables d'optimiser leur capacité d'anticipation lors d'une stimulation adaptée.

L'analyse dynamique de l'entraînement, séance après séance, dévoile deux résultats très intéressants : Une diminution progressive du temps de réaction (figure 4) et une évolution différentielle de vitesse du mouvement de la main et de celle du CdP pendant l'APA (figure 5).

Dans de nombreuses études, le temps de réaction est considéré comme un indicateur de la difficulté de la tâche posturale. Ainsi, plus le patient concentre son attention sur la tâche posturale (maintenir l'équilibre debout), et plus le temps nécessaire pour réagir à un stimulus est important (Heiden and Lajoie, 2010). Dans notre cas, la diminution du temps de réaction pourrait signer une amélioration de la capacité à maintenir l'équilibre lors de la tâche de pointage.

L'évolution des vitesses de la main et du CdP pendant l'APA dévoile d'autres résultats intéressants. La vitesse de la main progresse très vite dans la première semaine, atteint quasiment son niveau maximal lors de la 3^{ème} séance, et reste relativement stable lors de la fin de la prise en charge. A l'inverse, la vitesse du CdP pendant l'APA évolue chaque semaine. Les gains obtenus pendant les 3 premières séances ne sont qu'en partie conservés lors de la 2^{ème} semaine : la capacité d'anticipation serait donc altérée par le week-end, probablement en raison de l'écart entre la 3^{ème} et la 4^{ème} séance (plus important qu'entre les autres séances). Cependant, le patient ne repart pas du niveau initial: il y a donc eu rétention d'une partie de cette optimisation de l'APA. Ce phénomène semble moins marqué lors du deuxième week-end, lors de la 6^{ème} séance le patient semble avoir atteint son niveau maximum d'anticipation.

Autrement dit, il y aurait dans un premier temps un apprentissage lié à l'utilisation du système, bien visible par une amélioration de la vitesse de la main pendant le mouvement de pointage. Mais tout au long des séances (au moins les 6 premières), les patients seraient en mesure d'améliorer leur capacité d'anticipation en réactualisant au fur et à mesure des mouvements de pointage le programme moteur nécessaire pour contrer la perturbation à venir. Ainsi, une grande quantité de répétition de mouvements rapides (autorisée par l'aspect ludique de l'entraînement) permettrait de mettre à jour le système d'anticipation des patients

âgés. Le nombre de séance nécessaire pour atteindre cet objectif ambitieux est d'au moins 6, avec un grand nombre de répétitions de mouvements par séance.

Une limitation importante de notre étude est de ne pas avoir de test à long terme, qui nous aurait permis d'évaluer l'utilité de notre entraînement pour le retour à domicile des patients. Nos résultats devraient être complétés pour valider l'efficacité de ce type de méthode sur du plus long terme, y compris après le retour à domicile. De plus, il serait intéressant de mettre au point une étude complémentaire qui permettrait de généraliser les gains observés sur les mécanismes d'anticipations posturales à d'autres tâches impliquant d'autres membres que celui entraîné lors des expérimentations. Ainsi, l'évaluation complémentaire pourrait concerner l'activité posturale anticipée nécessaire pour initier un cycle de marche avant et après avoir bénéficié d'un entraînement identique à celui de notre étude.

Une autre critique possible consisterait à concevoir l'évolution des APAs comme une simple nécessité mécanique consécutive à l'augmentation de la vitesse de la main, en dehors de toute amélioration des capacités d'anticipations. Pour répondre à cette critique, il est intéressant de noter que lors de la deuxième séance, la vitesse du CdP pendant l'APA a déjà augmenté de manière plus importante (en termes de gain) que la vitesse de la main, ce qui signe que l'optimisation des mécanismes d'anticipations a déjà commencé avant même l'amélioration du mouvement de la main.

Pour conclure, notre étude a permis de mettre en évidence la conservation d'une flexibilité des mécanismes d'anticipation posturale avec l'entraînement, malgré des ressources fonctionnelles très limitées chez des patients âgés fragiles. Ces résultats nous amène à penser qu'une évaluation plus systématique des capacités d'anticipations des patients âgés peut être judicieuse. De plus, ils illustrent de manière positive un certain niveau de conservation des

mécanismes d'apprentissage et d'optimisation du système nerveux central des personnes âgées.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier particulièrement la fondation Paul Bennetot pour le financement de cette étude clinique, ainsi que la Mutualité Française et la clinique Bénigne Joly dans laquelle se sont déroulées les expérimentations. Nous remercions aussi les acteurs principaux de cette recherche pour leur précieuse collaboration: le Dr. Rérolle et le Dr. Guaquièrre, ainsi que toute l'équipe de kinésithérapeutes : Aurore David, Chantal Sichez, Nathalie Penaud-Royer, Sandrine Enard et Nicolas Dutartre.

BIBLIOGRAPHIE

Bastian AJ. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Curr Opin Neurobiol.* 2006 Dec;16(6):645-9. Review.

Belen'kiĭ VE, Gurfinkel' VS, Pal'tsev EI. On elements of control of voluntary movements. *Biofizika.* 1967;12(1):135-41.

Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Labyt E, Derambure P, Guieu JD et al. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. *Gait Posture.* 2006;24:203-10.

Bouisset S, Zattara M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *J Biomech.* 1987;20(8):735-42.

Crenna P, Frigo C, Massion J, Pedotti A. Forward and backward axial synergies in man. *Exp Brain Res.* 1987;65(3):538-48.

Friedli WG, Meyer M. Strength-duration curve: a measure for assessing sensory deficit in peripheral neuropathy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1984 Feb;47(2):184-9.

Fujiwara S. [WHO FRAT and fracture risk]. *Nihon Rinsho*. 2007 Nov 28;65 Suppl 9:265-8.
Review

Gong G, Rosa-Neto P, Carbonell F, Chen ZJ, He Y, Evans AC. Age- and gender-related differences in the cortical anatomical network. *J Neurosci*. 2009 Dec 16;29(50):15684-93.

Heiden E, Lajoie Y. Games-based biofeedback training and the attentional demands of balance in older adults. *Aging Clin Exp Res*. 2010;22(5-6):367-73.

Horak F.B, Esselman P, Anderson M.E., Lynch M.K. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr*. 1984;47(9):1020-8.

Inglin B, Woollacott M. Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. *J Gerontol*. 1988;43(4):M105-13.

Ketcham CJ, Seidler RD, Van Gemmert AW, Stelmach GE. Age-related kinematic differences as influenced by task difficulty, target size, and movement amplitude. *J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci*. 2002 Jan;57(1):P54-64.

Kubicki A, Petrement G, Bonnetblanc F, Ballay Y, Mourey F. Practice-related improvements in postural control during rapid arm movement in older adults: a preliminary study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2011. DOI :10.1093/gerona/GLR148.

Kubicki A, Bonnetblanc F, Petrement G, Ballay Y, Mourey F. Delayed postural control during self-generated perturbations in the frail older adults. *Clinical interventions in aging*. In Press

Man'kovskii NB, Mints AYa, Lysenyuk VP. Regulation of the preparatory period for complex voluntary movement in old and extreme old age. *Hum Physiol*. 1988;6(1):46-50.

Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Prog Neurobiol.* 1992;38(1):35-56.

Oddsson L, Thorstensson A. Fast voluntary trunk flexion movements in standing: primary movements and associated postural adjustments. *Acta Physiol Scand.* 1986 Nov;128(3):341-9.

Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL. Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J.* 1977;1(6056):261-4.

Personnier P, Kubicki A, Laroche D, Papaxanthis C. Temporal features of imagined locomotion in normal aging. *Neurosci Lett.* 2010 Jun 7;476(3):146-9

Shruster A, Melamed E, Offen D. Neurogenesis in the aged and neurodegenerative brain. Apoptosis. 2010 Nov;15(11):1415-21. Review.

Vernazza S, Alexandrov A, Massion J. Is the center of gravity controlled during upper trunk movements? *Neurosci Lett.* 1996 Mar 15;206(2-3):77-80.

Yan JH, Thomas JR, Stelmach GE. Aging and rapid aiming arm movement control. *Exp Aging Res.* 1998;24(2):155-68.