Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées

Gabin Personeni, Fabien Clanché, Thierry Bastogne, Alexandre Renaux, Frédéric Muhla, Gérome C. Gauchard

▶ **To cite this version:**

Gabin Personeni, Fabien Clanché, Thierry Bastogne, Alexandre Renaux, Frédéric Muhla, et al.. Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées. HEGEL - HEpato-GastroEntérologie Libérale, 2023, 13 (1), pp.45-53. 10.3917/heg.131.0045 . hal-04044095

HAL Id: hal-04044095
https://hal.univ-lorraine.fr/hal-04044095

Submitted on 25 May 2023

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.

Évaluation en réalité virtuelle du risque de chutes chez les personnes âgées

Gabin Personeni[1], Fabien Clanché[1], Thierry Bastogne[2], Alexandre Renaux[1], Frédéric Muhla[1], Gérôme Gauchard[1]

[1]Université de Lorraine, DevAH, F-54000 Nancy, France
[2]Université de Lorraine, CNRS, CRAN, F-54000 Nancy, France
fabien.clanche@univ-lorraine.fr

Abstract **–** La chute est la première cause d'accident chez les personnes âgées. Chaque année, elle concerne 1 personne sur 4 chez les plus de 65 ans. Le risque de chute est multifactoriel : ses causes peuvent notamment être motrices, attentionnelles ou cognitives.

Afin de mieux caractériser, comprendre et prédire ce risque de chute, nous proposons aux praticiens une solution technologique fondée sur la réalité virtuelle, permettant de collecter et d'identifier différents indicateurs du risque de chute. Cette solution simple d'utilisation, automatise le protocole expérimental et la collecte d'indicateurs, assure la reproductibilité des conditions expérimentales, et immerge le patient dans un environnement réaliste et des situations de la vie courante.

Notre outil, compatible avec des dispositifs de réalité virtuelle grand public, utilise un total de 6 capteurs portés par le patient pour permettre une capture cinématique du corps complet, restitué en temps réel au patient sous la forme d'un avatar virtuel. Ces données cinématiques, rejouables pour le praticien, permettent d'alimenter un processus d'apprentissage numérique.

L'expérimentation place le patient dans 6 situations de test, introduisant progressivement différentes tâches et obstacles afin de tester et de collecter des indicateurs sur ses capacités motrices, attentionnelles et cognitives, permettant des comparaisons inter-patient et inter-condition.

Mots-clés : Chute, motricité, vieillissement, réalité virtuelle

I. INTRODUCTION

La chute est la première cause d'accidents chez les plus de 65 ans : en France, environ un quart des personnes âgées de 65 à 85 ans déclarent chuter chaque année. Ces accidents deviennent plus fréquents avec l'âge ; à ce titre, chez les personnes de plus de 80 ans, une personne sur 2 tombera dans l'année [1]. Les chutes sont la conséquence d'une interaction complexe entre les facteurs de risque, et est influencée par des facteurs comme l'âge, les comorbidités, le genre ou le niveau d'études [2, 3]. Ses conséquences peuvent être graves pour les personnes âgées touchées, entraînant fractures, hospitalisations et augmentation de la dépendance, voire l'institutionnalisation. Face à ce risque, près d'un cinquième des 55 à 85 ans déclarent avoir limité leurs déplacements par peur de chuter [4].

Pour répondre à ces enjeux, de nombreux tests cliniques ont été développés pour évaluer la motricité des patients. Nous proposons ici un outil technologique, utilisant la réalité virtuelle, implémentant des tests inspirés par la littérature, permettant d'évaluer les capacités motrices, mais aussi cognitives ou attentionnelles des patients, en immersion dans un environnement réaliste.

II. L'EVALUATION DU RISQUE DE CHUTE

L'évaluation du risque de chute peut être effectuée par les cliniciens à l'aide de différents tests standards. Le test *Timed "Up & Go"* (TUG) est fréquemment utilisé pour évaluer les capacités motrices et le risque de chute des personnes âgées [5]. Il consiste pour le patient en un lever de chaise, suivi d'un aller et retour de 3 mètres avant de revenir s'asseoir. L'ensemble du test est chronométré, permettant ainsi de quantifier la motricité du patient et de prédire un risque de chute quand le patient dépasse un seuil de temps déterminé empiriquement [6, 7].

Le test de Tinetti [8] introduit une variété d'indicateurs qualitatifs de la motricité et de l'équilibre dans des situations similaires à celle du test TUG : se lever d'une chaise, s'asseoir, marcher ou se tenir en équilibre malgré une perturbation. L'aptitude du patient est évaluée par le clinicien sur une échelle ordinale de 0 à 2 pour une vingtaine de critères. La somme des scores de chaque critère est ensuite calculée, fournissant un indicateur numérique des capacités motrices du patient.

Si ces tests sont simples à implémenter dans un contexte clinique, et capables de discriminer des patients chuteurs ou non-chuteurs, ils présentent plusieurs limites. Premièrement, la passation de ces tests se fait dans un environnement clinique et non-écologique, pouvant influencer le comportement du patient. La passation de tels tests en réalité virtuelle permettrait, d'une part, d'uniformiser les conditions de passation entre les différents patients, d'autre part, d'effectuer les tests dans un environnement valide écologiquement, c'est-à-dire reproduisant au plus proche le contexte dans lequel le patient mobilise ses capacités motrices, cognitives et attentionnelles au quotidien [9, 10]. Ensuite, la qualité et la quantité des indicateurs peut être améliorée : par

exemple, des indicateurs tels que ceux recueillis dans le test de Tinetti, comme la hauteur des pas, peuvent être mesurés,ajoutant ainsi une donnée plus précise au jugement « suffisant / insuffisant » du praticien. Ici, l'utilisation de capteurs de mouvement, notamment ceux inclus dans les équipements de réalité virtuelle, peuvent permettre une collecte précise d'indicateurs cinématiques, avec une grande reproductibilité.

Le risque de chute peut être la conséquence de nombreux facteurs résultant de l'interaction du patient avec son environnement. Notamment, une défaillance attentionnelle, cognitive ou motrice, combinée à des perturbations ou distractions issues de l'environnement, peuvent perturber le contrôle moteur du patient, comme illustré en Figure 1, et créer une situation à risque. Afin de mieux tenir compte de ce caractère multifactoriel du risque de chute, certains protocoles de tests évaluent les capacités motrices du patient dans des situations faisant également appel à des capacités manuelles ou cognitives des patients [11, 12]. Il est observé que l'ajout d'un tâche manuelle ou cognitive améliore le pouvoir de discrimination d'un test TUG.

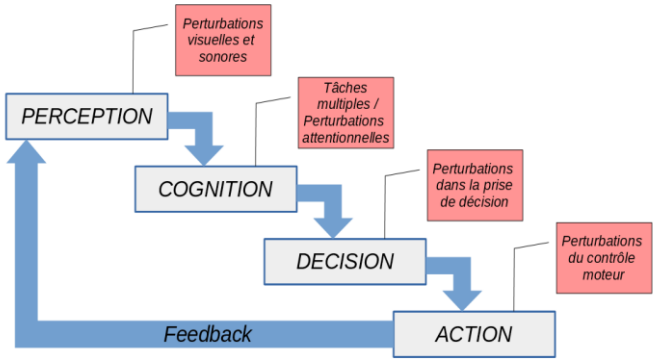

Figure 1. Boucle de contrôleur moteur et ses perturbations

Les difficultés liées à l'environnement dans lequel le patient évolue doivent également être prises en compte : par exemple, trébucher sur un obstacle représente une cause majeure de chute [13]. La façon de naviguer autour et de franchir un obstacle diffère entre des sujets jeunes ou âgés [14, 15, 16, 17] : par exemple, la hauteur du pied lors du franchissement d'un obstacle est prédictive du risque de chute [18]. Contrairement au test TUG par exemple, ce type de test est plus difficile à réaliser dans un contexte clinique, puisqu'il requiert généralement d'utiliser un équipement de métrologie et un post-traitement des données cinématiques.

Dans le but de mieux caractériser le risque de chute, nous souhaitons proposer un protocole expérimental inspiré des pratiques cliniques et des protocoles de recherche existants, permettant de mieux comprendre et évaluer les multiples facteurs de ce risque de chute. Cette solution utilise les technologies de la réalité virtuelle, est simple d'utilisation, et automatise le protocole expérimental et la collecte d'indicateurs, assurant la reproductibilité des conditions expérimentales, et immerge le patient dans un environnement réaliste et des situations de la vie courante.

III. Materiel et methodes

Notre outil d'évaluation propose un protocole de test des capacités motrices, cognitives et attentionnelles, utilisant les technologies de la réalité virtuelle pour impliquer le patient dans un environnement réaliste, reproduisant autant que possible des conditions écologiques pour la passation des tests.

A. *Réalité Virtuelle*

1) Matériel

Notre outil d'évaluation utilise un dispositif de réalité virtuelle permettant, d'une part, l'immersion du patient dans différentes situations de test, d'autre part, l'acquisition de données cinématiques et des indicateurs de performance dans les différentes tâches. L'application est développée sur le moteur Unity, la rendant compatible avec les systèmes de réalité virtuelle OpenVR disposant de :

- 1 casque de réalité virtuelle (HMD) avec un système permettant la transmission sans fil des données et du flux vidéo entre le casque et le PC ;
- 2 contrôleurs tenus en main, munis d'un bouton permettant à l'utilisateur d'interagir avec les objets dans l'environnement virtuel ;
- 3 traqueurs équipés d'un système de fixation adapté pour les fixer au pieds et au dos du patient. Si nécessaire, notamment lorsque le patient requiert une aide à la marche, un des contrôleurs tenus en main peut être remplacé par un quatrième traqueur fixé au poignet.

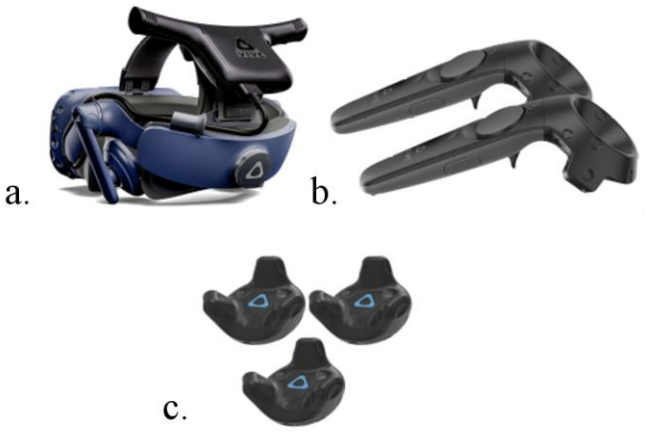

Figure 2. Équipements portés par le patient : a. *Casque de réalité virtuelle sans fil HTC VIVE Pro ;* b. *Contrôleurs HTC VIVE ;* c. *Traqueurs supplémentaires HTC VIVE.*

Chacun de ces équipements doivent être dotés de capteurs permettant de situer leur position et rotation dans un espace d'au moins 5 mètres par 2 mètres. En l'occurrence, nous utilisons un casque HTC VIVE avec adaptateur sans fil, 2 contrôleurs standards, et de 3 à 4 traqueurs HTC VIVE, représentés en Figure 2.

2) Environnement virtuel

Figure 3. Environnement de réalité virtuelle : cuisine (en haut), bureau (en bas) utilisé pour les tâches cognitives

L'application reproduit fidèlement l'intérieur d'une maison, comme illustré en Figure 3, dont deux pièces sont utilisées lors de la passation des tests. La première représente une cuisine avec un mobilier en U, délimitant un espace d'environ 5 mètres de long et 2 mètres de large dans lequel le patient peut évoluer. La plupart des tests du protocole se déroulent dans cette partie de l'environnement virtuel. La seconde représente un bureau dans lequel dessins et peintures sont affichés. Cet environnement est utilisé pour la passation des tests impliquant une tâche cognitive et attentionnelle.

L'ensemble des capteurs portés par le patient permet l'immersion totale du patient dans l'environnement. Les capteurs de position et d'orientation du casque de réalité virtuelle assurent la synchronisation du champ visuel avec les mouvements du patient dans l'environnement virtuel. Puisque les déplacements du patient dans l'environnement réel sont reproduits à l'échelle dans l'environnement virtuel, il n'existe aucune dissociation entre la perception visuelle du mouvement et la proprioception, limitant le risque de cinétose [19].

3) Avatar virtuel

Figure 4. Avatars homme/femme dans la position de calibration « I-pose *»*

Afin de renforcer l'immersion du patient, la posture et les mouvements de son corps, capturés par les différents capteurs, sont restitués en temps réel sous la forme d'un avatar virtuel, parmi une sélection de 6 avatars. L'utilisation d'un avatar pour représenter le patient dans l'environnement virtuel est essentielle afin de réduire les biais liés à l'utilisation de la réalité virtuelle, réduisant la charge mentale de l'utilisateur et augmentant la précision des interactions avec l'environnement virtuel [20, 21, 22]. L'avatar est calibré pour le patient avant la passation des tests : une fois équipé de l'ensemble des capteurs, il est demandé au patient de se tenir en *I-pose* – debout, le dos droit, pieds parallèles, les bras le long du corps (voir Figure 4) – le temps de la calibration (moins d'une seconde).

Cette calibration permet, premièrement, de lier chacun des capteurs à la partie du corps de l'avatar correspondante : le casque de réalité virtuelle sert de repère pour déterminer l'orientation du patient. Cette donnée, combinée avec la position de chaque capteur, permet de distinguer main gauche/main droite, ainsi que dos/pied gauche/pied droit. L'orientation mesurée par chacun de ces capteurs lors de la calibration est ensuite corrigée : l'orientation de chaque capteur est considérée relativement à son orientation initiale.

Soient $r_{mesurée}$ l'orientation mesurée d'un capteur à un instant donné, $r_{calibration}$ son orientation mesurée à la calibration, l'orientation corrigée $r_{corrigée}$ est donnée par l'équation (1) suivante :

$$r_{corrigée} = r_{mesurée} * (r_{calibration})^{-1} \qquad (1)$$

où $r_{mesurée}$, $r_{calibration}$ et $r_{corrigée}$ sont des rotations exprimées sous forme de quaternions. L'équation vérifie notamment que, pour tous les patients, l'orientation corrigée de chaque capteur lors de la calibration en *I-pose* correspond à la rotation identité (*i.e.*, rotation nulle). Cette correction permet d'uniformiser les données cinématiques collectées entre les différentes passations, le positionnement des capteurs n'étant lui-même pas répétable à l'identique d'une expérimentation à l'autre. Seule l'orientation du casque n'est pas corrigée, son positionnement étant considéré fixe d'un patient à un autre, l'orientation mesurée brute est suffisante pour déterminer l'orientation de la tête du patient.

En utilisant ces orientations corrigées, un avatar peut être animé par un algorithme de cinématique inverse [23] humanoïde. Utilisant le capteur dorsal comme racine de l'avatar, l'algorithme calcule l'orientation des différentes articulations du corps de l'avatar de manière à positionner chacune des extrémités de l'avatar (mains, pieds, tête) dans les positions et orientations mesurées par les capteurs correspondants.

B. *Conditions de test*

Le protocole expérimental est divisé en 7 courts tests dans lesquels il est demandé au patient d'effectuer une ou plusieurs tâches motrices, manuelles ou cognitives. Chacun de ces tests implique de réaliser un aller-retour entre deux lignes marquées au sol dans l'environnement virtuel espacées de 3 mètres, ce parcours pouvant être accompagné d'une ou plusieurs tâches ou perturbations. Cet aller-retour est chronométré automatiquement et séparément pour la phase d'aller, de demi-tour et de retour, permettant la comparaison du temps de parcours étape par étape entre les différentes conditions de test.

Dans chacune des conditions de test, l'ensemble des données cinématiques fournies par les différents capteurs est également enregistré. Ces données correspondent, pour chacun des capteurs à un instant donné, à la position et l'orientation corrigées de ce capteur. La position d'un capteur est exprimée en 3 dimensions relativement aux lignes marquées au sol.

Avant le début de chaque test, des instructions audios pré-enregistrées sont données au patient. Le praticien peut ensuite démarrer le test, après s'être assuré de la bonne compréhension des instructions par le patient, ou lancer une relecture des instructions. Le patient est informé du début de chaque test par un signal sonore, à partir duquel il est chronométré. Le test prend fin automatiquement lorsque l'application détecte que le patient a bien rempli les objectifs de chaque test (retour derrière la ligne de départ, accomplissement des tâches manuelles ou cognitives, etc.).

A la fin du protocole, deux questionnaires sont proposés via l'application afin d'évaluer, d'une part, la peur de chuter chez le patient, et, d'autre part, la qualité subjective de la passation du patient sur le protocole. Le premier questionnaire concernant la peur de chuter est le questionnaire FES-I court [24, 25], traduit en français [26]. Le second questionnaire a uniquement pour but d'évaluer le réalisme de l'environnement virtuel et le confort du patient au cours de l'expérimentation, afin de nous permettre si besoin de faire évoluer notre protocole expérimental et notre application.

Après validation des questionnaires, l'ensemble des données collectées au cours du protocole peuvent être revues par le praticien et le patient. Il est notamment possible de visualiser un replay de la passation de chacun des tests, reconstitué à partir des données cinématiques collectées, ou de visualiser les différents indicateurs collectés dans chacune des conditions de test.

1) *Test de référence*

Ce premier test vise à évaluer les capacités motrices du patient en l'absence de stimuli particulier ou de tâche supplémentaire. Il est demandé au patient sujet de faire un aller et retour sur une distance de 3 mètres, en franchissant des lignes visibles au sol dans l'environnement de réalité virtuelle.

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Temps du parcours (aller, demi-tour, retour et total) ;
- Longueur, hauteur et durée moyenne et maximum des pas, séparément pour le pied droit et pied gauche.

Afin de quantifier les effets d'habituation à l'environnement virtuel mais aussi la fatigue du patient au cours du protocole, le test de référence est répété une seconde fois après la passation de toutes les autres conditions de test.

2) *Test avec tâche manuelle*

Ce test vise à évaluer la capacité du patient à réaliser une tâche manuelle simultanément à une tâche motrice, et notamment à quantifier la dégradation de la tâche motrice dans une situation multi-tâches.

La tâche manuelle proposée est inspirée des expériences décrites dans [11, 12], qui ajoute au TUG une tâche consistant à transporter un verre d'eau à ne pas renverser. Dans notre protocole, le patient commence par saisir une tasse sur une étagère située derrière lui. Une fois la tasse saisie, il parcourt 3 mètres pour atteindre une machine à café et y place la tasse qui est automatiquement remplie (voir Figure 5). Le patient fait ensuite demi-tour et parcourt 3 mètres pour revenir à son point de départ avec la tasse remplie.

Figure 5. Réalisation de la tâche manuelle : à gauche, saisie d'une tasse en hauteur avant l'aller; à droite : remplissage de la tasse après l'aller.

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Indicateurs du test de référence ;
- Inclinaison moyenne et maximale de la tasse à l'aller, au demi-tour et au retour.
- Accélération maximale, linéaire et angulaire, appliquée à la tasse.
- Temps passé à regarder la tasse à l'aller, au demi-tour et au retour.

3) Test avec obstacles

Cette condition de test est identique à la condition de référence, à l'exception de 3 obstacles statiques positionnés au sol, que le patient va devoir enjamber ou contourner. Ce test permet d'observer aussi bien la phase d'approche de l'obstacle que le franchissement, notamment comment la marche du patient est affectée à l'approche d'un obstacle, et la marge avec laquelle il est capable de franchir l'obstacle.

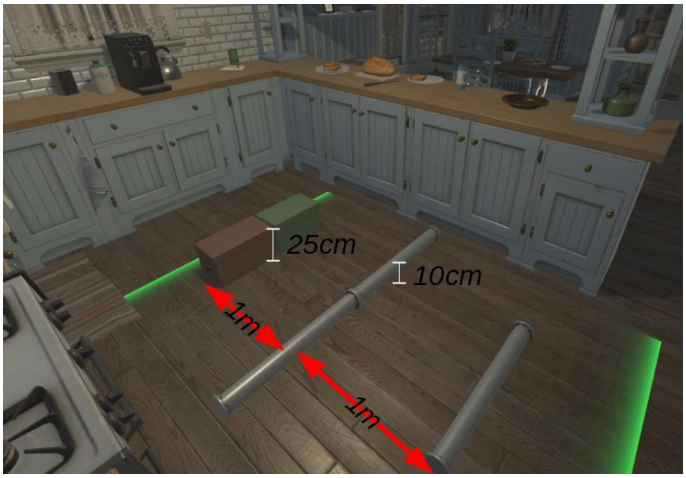

Figure 6. Placement des obstacles sur le parcours

L'expérience décrite dans [27] met en évidence des différences, tant dans la phase d'approche que de franchissement, entre des patients atteints de maladie de Parkinson avec une motricité réduite et un groupe de contrôle. Notamment, les patients avec une motricité réduite ont une marche davantage ralentie pendant l'approche d'un obstacle par rapport aux sujets du groupe contrôle, comparée à une vitesse de marche dans un environnement sans obstacles.

Les 3 obstacles sont statiques et disposés au sol, espacés d'un mètre comme illustré en Figure 6. Le premier obstacle mesure 10cm de hauteur et profondeur avec une largeur d'un mètre. Le second a une hauteur et profondeur identique et une largeur de 2 mètres, obligeant le patient à l'enjamber. Le troisième mesure 25cm de hauteur et profondeur avec un largeur d'un mètre. Ayant constaté que cette taille d'obstacle pouvait poser de grande difficultés aux patients, nous n'avons pas inclus d'obstacle de 25cm impossible à contourner.

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Indicateurs du test de référence ;
- Inclinaison moyenne et maximale de la tasse à l'aller, au demi-tour et au retour.
- Hauteur de franchissement de l'obstacle, au point le plus haut et le plus bas au-dessus de l'obstacle (h_{max} et h_{min} respectivement, sur la Figure 7), pour chaque pied franchissant l'obstacle.
- Distance du pied au sol à l'obstacle, avant et après franchissement (d_1 et d_2 respectivement, sur la Figure 7), pour chaque pied franchissant l'obstacle.
- Temps passé à regarder chacun des obstacles, à l'aller et au retour.

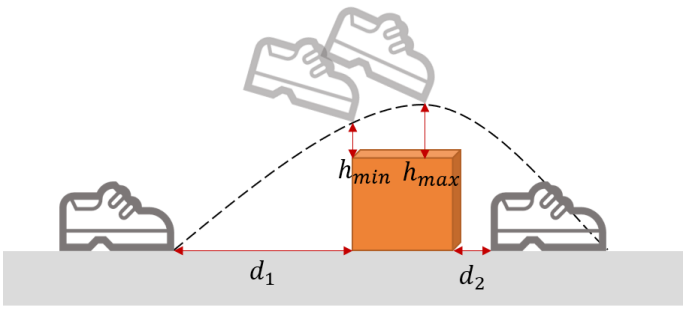

Figure 7. Schéma des indicateurs collectés pour le franchissement d'obstacles par un pied

4) Test avec tâche cognitive et attentionnelle

Ce test prend place dans l'environnement bureau, où 5 copies de 2 types de tableaux (voir Figure 8) sont disposées dans l'environnement à des positions pré-déterminées (voir Figure 9). Avant le début du test, les 2 types de tableaux qui seront présents dans la pièce sont montrés au patient, et il lui est indiqué que 5 tableaux seront présents dans la pièce et visibles sur le trajet de l'aller-retour. Il est demandé au patient de, tout en marchant à un rythme le plus normal possible,

déterminer lequel des deux types de tableaux est représenté le plus de fois dans la pièce. Au retour, le patient désigne le tableau dont il a compté le plus d'exemplaires, sans qu'il ne lui soit demandé de donner le nombre exact de ces tableaux.

Figure 8. Les deux différents types de tableaux à compter dans la tâche cognitive et attentionnelle

Les indicateurs collectés au cours de ce test sont :

- Indicateurs du test de référence ;
- Temps passé à regarder chacun des tableaux à compter ;
- Réponse à la tâche cognitive correcte ou non.

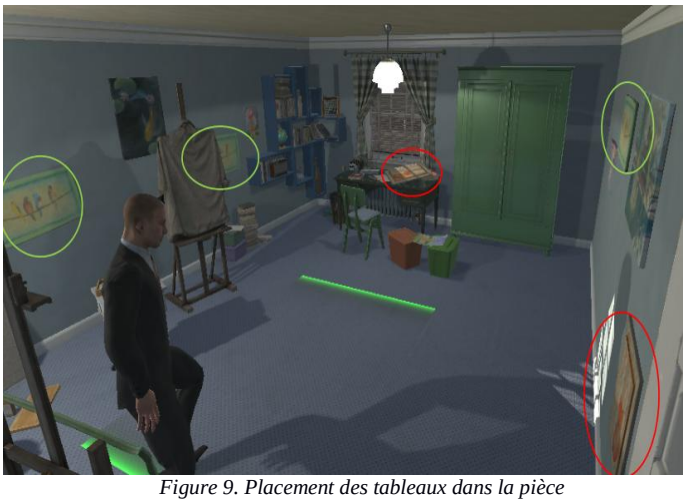

Figure 9. Placement des tableaux dans la pièce

5) Tests avec conditions multiples

Les situations de la vie quotidienne peuvent faire intervenir différentes tâches et perturbations de manière simultanées. Par exemple, les personnes âgées peuvent évoluer dans des environnements présentant des obstacles tout en étant distraits par des stimuli dans l'environnement ou en accomplissant une tâche.

Un premier test avec conditions multiples combine la tâche manuelle avec la présence d'obstacles. Le second combine la tâche cognitive avec la présence d'obstacles. Dans ces deux tests sont collectés les indicateurs du test de référence, ainsi que les indicateurs relatifs à chacune des conditions (indicateurs du test avec obstacle et indicateurs du test avec tâche manuelle ou tâche cognitive).

IV. RESULTATS

Une étude préliminaire sur des patients âgés et des sujets jeunes ont permis d'évaluer l'adéquation de l'outil à une utilisation en conditions réelles. Les sujets jeunes comme âgés n'ont émis aucune réticence quant à l'utilisation de la réalité virtuelle, ni n'ont exprimé de troubles type cinétose. Cela peut être lié à, d'une part, la bonne synchronisation entre le mouvement réel et la perspective dans l'environnement virtuel, mais aussi d'autre part, à la courte durée de l'expérimentation, soit moins de 15 minutes. Les sujets rapportent généralement une bonne immersion dans l'environnement, qui leur semble suffisamment réaliste.

Les résultats attendus sont, pour les patients à fort risque de chute, des temps de réalisation des différents tests plus longs que pour les patients à faible risque. Notamment, conformément aux résultats présentés dans [11, 12], l'introduction de tâches manuelles et cognitives devraient affecter de manière plus marquée les patients à fort risque de chute. La comparaison de différents indicateurs, par exemple ceux caractérisant la marche (hauteur, longueur, vitesse des pas) peuvent également mettre en avant une difficulté du patient face à une condition de test donnée [27].

La capture d'indicateurs de l'attention visuelle (observation des obstacles, de la tasse en tâche manuelle ou des tableaux en tâche cognitive) pourrait permettre d'évaluer la perception et la capacité du patient à explorer et opérer des prises d'informations ciblées dans l'environnement dans le cadre de la réalisation d'une ou plusieurs tâches. Ces indicateurs peuvent ensuite être comparés aux indicateurs qualifiant la bonne réalisation de la tâche (angle de la tasse en tâche manuelle, marge de franchissement des obstacles, etc.) pour éventuellement distinguer entre une défaillance au niveau moteur ou attentionnel.

L'utilisation d'un questionnaire sur la peur de chuter permet une auto-évaluation par le patient de sa confiance dans ses capacités, qui pourra être comparée aux indicateurs collectés et les enrichir en y apportant une dimension psychologique.

V. CONCLUSION

Nous proposons un outil utilisant la réalité virtuelle permettant d'évaluer, à travers une suite de tests immersifs, interactifs et ludiques, différentes capacités du patient dans le cadre d'une analyse multifactorielle de son risque de chute. Les différentes conditions de test permettent en effet une évaluation contextualisée dans un environnement et des situations de la vie quotidienne, des capacités motrices, attentionnelles et cognitives du patient. L'exploitation des indicateurs par les algorithmes d'apprentissage supervisée et leurs interprétations permettront aux professionnels en activité physique adaptée de

proposer des exercices qui tiennent compte des besoins spécifiques des patients.

L'outil est simple d'utilisation et compatible avec des systèmes de réalité virtuelle grand public, permettant son usage dans un cadre clinique.

REMERCIEMENTS

Nous remercions la Fondation MAIF qui finance ce projet. Nous remercions également le centre de rééducation OHS Florentin pour leur contribution au développement des protocoles et aux expérimentations préliminaires.

REFERENCES

[1] INSERM "Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées". Paris: Inserm, 2015, pp.71–110.

[2] J. A. Painter et S. J. Elliott, "Influence of Gender on Falls", Physical & Occupational Therapy in Geriatrics, 2009, vol. 27, pp. 387-404.

[3] J. T. Hanlon, L. R. Landerman, G. G. Fillenbaum et S. Studenski, "Falls in African American and white community-dwelling elderly residents ", The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 2002, vol. 57, pp. 473-478.

[4] C. Léon et F. Beck, "Les comportements de santé des 55-85 ans analyses du Baromètre santé 2010 ", Inpes éd., 2014.

[5] D. Podsiadlo et S. Richardson "The timed 'Up & Go': a test of basic functional mobility for frail elderly persons", Journal of the American Geriatric Society, 1991, vol. 39, pp. 142-148.

[6] T. Herman, N. Giladi et J. M. Hausdorff, "Properties of the 'timed up and go'test: more than meets the eye", *Gerontology*, 2011, vol. 57, pp. 203-210.

[7] R. W. Bohannon, "Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis", Journal of geriatric physical therapy, 2006, vol. 29, pp. 64-68.

[8] M. E. Tinetti, M. Speechleu et S. F. Ginter, "Risk factors for falls among elderly persons living in the community", New England journal of medicine, 1988, vol. 319, pp. 1701-1707.

[9] A. A. Rizzo, M. Schultheis, K. A. Kerns et C. Mateer, "Analysis of assets for virtual reality applications in neuropsychology", Neuropsychological rehabilitation, 2004, vol. 14, pp. 207-239.

[10] T. D. Parsons, "Virtual reality for enhanced ecological validity and experimental control in the clinical, affective and social neurosciences", Frontiers in human neuroscience, 2015, vol. 9, p. 660.

[11] L. Lundin-Olsson, L. Nyberg, et Y. Gustafson, "Attention, frailty, and falls: the effect of a manual task on basic mobility", Journal of the American Geriatric Society, 1998, vol. 46, pp. 758-761.

[12] R. C. Vance, D. G. Healy, R. Galvin, et H. P. French, "Dual tasking with the timed "up & go" test improves detection of risk of falls in people with Parkinson disease", Physical therapy, 2015, vol. 95, pp. 95-102.

[13] S. N. Robinovitch, F. Feldman, Y. Yang, R. Schonnop, P. M. Leung, T. Sarraf, J. Sims-Gould et M. Loughin, "Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study", The Lancet, 2013, vol. 381, pp. 47-54.

[14] M. J. D. Caetano, S. R. Lord, D. Schoene, P. H. S. Pelicioni, D. L. Sturnieks et J. C. Menant, "Age-related changes in gait adaptability in response to unpredictable obstacles and stepping targets", Gait & posture, 2016, vol. 46, pp. 35-41.

[15] H-C. Chen, J. A. Ashton-Miller, N. B. Alexander et A. B. Schultz, "Age-related changes in gait adaptability in response to unpredictable obstacles and stepping targets", Gait & posture, 2016, vol. 46, pp. 35-41.

[16] F. Pieruccini-Faria et M. Montero-Odasso, "Obstacle Negotiation, Gait Variability, and Risk of Falling: Results From the 'Gait and Brain Study'.", The Journals of Gerontology, 2019, vol. 74, pp. 1422-1428.

[17] F. Pieruccini-Faria, Y. Sarquis-Adamson et M. Montero-Odasso, "Mild cognitive impairment affects obstacle negotiation in older adults: results from 'gait and brain study '.", Gerontology, 2019, vol. 65, pp. 164-173.

[18] D. T. Lai, S. B. Taylor et R. K. Begg, "Prediction of foot clearance parameters as a precursor to forecasting the risk of tripping and falling", Human movement science, 2012 , vol. 31, pp. 271-283.

[19] L. J. Hettinger et G. E. Riccio, "Visually induced motion sickness in virtual environments", Presence : Teleoperators and Virtual Environments, 1992, vol. 1, pp. 306-310.

[20] Y. Pan et A. Steed. How foot tracking matters: The impact of an animated self-avatar on interaction, embodiment and presence in shared virtual environments", Frontiers in Robotics and AI, 2019, vol. 6, p. 104.

[21] Steed, A., Y. Pan, F. Zisch et W. Steptoe. "The impact of a self-avatar on cognitive load in immersive virtual reality", *IEEE virtual reality (VR)*, 2016, pp. 67-76.

[22] B. J. Mohler, S. H. Creem-Regehr, W. B. Thompson et H. H. Bülthoff, "The effect of viewing a self-avatar on distance judgments in an HMD-based virtual environment", Presence : Teleoperators and Virtual Environments, 2010, vol. 19, pp. 230-242.

[23] D. Tolani, A. Goswami, N. I. Badler, "Real-Time Inverse Kinematics Techniques for Anthropomorphic Limbs", Graphical Models, 2000, vol. 62, pp 353-388.

[24] M. E. Tinetti, D. Richman et L. Powell, "Falls efficacy as a measure of fear of falling", Journal of gerontology, 1990, vol. 45, pp. 239-243.

[25] G. I. J. M. Kempen, L. Yardley, J. C. M. Van Haastregt, G. A. R. Zijlstra, N. Beyer, K. Hauer et C. Todd, "The Short FES-I: a shortened version of the falls efficacy scale-international to assess fear of falling", Age and ageing, 2008, vol. 37, pp. 45-50.

[26] F. Mourey, P. Manckoundia et P. Pfitzenmeyer, “La peur de tomber et ses conséquences: mise au point”, Les cahiers de l’année gérontologique, 2009, vol. 1, pp. 102-108.

[27] R. Vitório, F. Pieruccini-Faria, F. Stella, S. Gobbi et L. T. B. Gobbi, “Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease”, Gait & Posture, 2010, vol. 31, pp. 143-146.