

**LA RÉALITE VIRTUELLE
DANS LA RÉHABILITATION
DE LA MARCHE ET/OU DE L'ÉQUILIBRE
CHEZ LE PATIENT HÉMIPLÉGIQUE POST-AVC**

Revue de la littérature

ISABELLE SCHÄRER

Étudiante HES – Filière Physiothérapie

SÉGOLÈNE THÉBEAU

Étudiante HES – Filière Physiothérapie

Directrice de travail de Bachelor : ILONA PUNT

TRAVAIL DE BACHELOR DÉPOSÉ À GENÈVE ET SOUTENU À SIERRE

EN 2014

EN VUE DE L'OBTENTION D'UN

BACHELOR OF SCIENCE EN PHYSIOTHÉRAPIE

RÉSUMÉ

Introduction : L'accident vasculaire cérébral engendre des conséquences fonctionnelles importantes. La récupération dépend notamment des moyens de traitement et de l'intérêt qu'ils suscitent chez le patient. La réalité virtuelle, outil novateur, est développée en neuro-réhabilitation dans le but de stimuler la plasticité cérébrale et l'apprentissage moteur.

Objectif : Observer l'effet de l'ajout de la réalité virtuelle à la thérapie conventionnelle dans la réhabilitation de la marche et/ou de l'équilibre chez les patients hémiplegiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral.

Méthode : Les recherches ont été effectuées sur les bases de données Medline, Embase, Cinahl et PEDro. Les études contrôlées randomisées comparant la réalité virtuelle ajoutée à la rééducation conventionnelle seule ont été incluses. Celles comprenant des patients ayant eu un accident vasculaire cérébral moins de 6 mois avant l'étude ont été exclues.

Résultats : Cinq études montrent une tendance en faveur du groupe expérimental, avec une amélioration significative pour la vitesse et la cadence de marche, la longueur du pas et du cycle de marche, la « Berg Balance Scale » et le « Timed Up and Go ».

Conclusion : La réalité virtuelle est un outil technologique prometteur pour la récupération de la marche et de l'équilibre. De futures recherches sont nécessaires pour définir le type de réalité virtuelle le plus approprié et évaluer plus rigoureusement l'impact de la réalité virtuelle à long terme.

Mots-clés : Physical therapy (modalities), Physiotherapy, Rehabilitation, Virtual-reality (exposure therapy), -feedback, -therapy, Stroke, Hemiparesis, Paresis, Hemiplegia, Gait, Walking, (Postural) Balance, Timed Up and Go, Berg Balance Scale.

AVERTISSEMENT

Les prises de position, la rédaction et les conclusions de ce travail n'engagent que la responsabilité de ses auteurs et en aucun cas celle de la Haute Ecole de Santé de Genève, du Jury ou du Directeur du Travail de Bachelor.

Nous attestons avoir réalisé seules le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste de références bibliographiques.

Date et noms des auteurs :

REMERCIEMENTS

Mme **Punt Iona**, directrice de notre travail de bachelor, pour avoir été disponible durant toute l'évolution de notre travail et avoir suivi l'élaboration de notre revue.

M. **Dayer Etienne**, enseignant à la Haute Ecole de Santé du Valais, pour la correction de notre projet de travail de bachelor, ainsi que pour ses commentaires constructifs pour la suite de notre rédaction.

Mme **Barras Virginie** pour sa disponibilité et son aide au centre de documentation.

Mme **Cuvelier Virginie** et M. **Leuridan Ivan**, enseignants à la Haute Ecole de Santé de Genève, pour leur aide concernant l'introduction et la problématique.

Mme **Jeanbart Karin**, enseignante à la Haute Ecole de Santé de Genève, pour sa passion de la neuro-réhabilitation et les nombreuses références intéressantes qu'elle nous a fournies.

M. **Armand Stéphane**, docteur en biomécanique, pour le partage de son expérience du tapis GAITRite® aux HUG.

M. **Solca Marco**, chercheur à l'EPFL, pour nous avoir fait vivre une expérience de réalité virtuelle à l'EPFL.

Mme **Bürge Elisabeth**, directrice de la filière physiothérapie à Genève, pour sa relecture et ses conseils pertinents.

M. **Schädler Paul** pour sa relecture et ses corrections précieuses.

M. **Gangnant Raphaël** et M. **Hofmeister Jeremy** pour leurs esprits synthétiques, ainsi que pour leur aide dans l'élaboration des tableaux, des figures et de la mise en page.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

AVC : Accident vasculaire cérébral

AVQ : Activités de la vie quotidienne

BBS : Berg Balance Scale

CIF : Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé

FES : Stimulation électrique fonctionnelle

MEC : Mise en charge

MI : Membre(s) inférieur(s)

PNF : Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive

RCT : Etudes contrôlées randomisées

RV : Réalité virtuelle

TBRVR : Treadmill training Based Real-world Video Recording

TOT : Task Oriented Training

TUG : Timed Up and Go

MA: Moyen auxiliaire

VWTRW : Virtual Walking Training program using a Real-World video recording

Les mots “**rééducation**” et “**réhabilitation**” sont considérés comme termes similaires dans ce travail.

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION	1
2. CADRE THEORIQUE.....	2
2.1 ACCIDENT VASCULAIRE CEREBRAL.....	2
2.1.1 <i>Définition et incidence.....</i>	2
2.1.2 <i>Types</i>	2
2.1.3 <i>Conséquences et récupération.....</i>	2
2.2 LA MARCHÉ.....	4
2.2.1 <i>Les paramètres spatio-temporels de la marche.....</i>	4
2.2.2 <i>Le système GAITRite®.....</i>	6
2.3 L'EQUILIBRE.....	6
2.3.1 <i>Le contrôle postural.....</i>	7
2.3.2 <i>L'équilibre chez le patient hémiplegique.....</i>	7
2.3.3 <i>Le « Timed Up and Go ».....</i>	8
2.3.4 <i>La « Berg Balance Scale ».....</i>	8
2.4 NEURO-REHABILITATION CONVENTIONNELLE DES PATIENTS HEMIPLEGIQUES.....	9
2.4.1 <i>Exemples d'approches.....</i>	10
2.4.2 <i>Exemples de techniques.....</i>	11
2.5 REALITE VIRTUELLE	12
2.5.1 <i>Préambule.....</i>	12
2.5.2 <i>Infrastructure.....</i>	13
3. PROBLEMATIQUE.....	14
4. METHODOLOGIE.....	16
4.1 STRATEGIE DE RECHERCHE.....	16
4.1.1 <i>Bases de données</i>	16
4.1.2 <i>Critères de sélection.....</i>	16
4.1.3 <i>Mots-clés utilisés.....</i>	17
4.2 SELECTION DES ETUDES.....	17
4.3 MODALITE D'EVALUATION DE LA QUALITE DES ETUDES.....	17
4.4 MODALITE D'EXTRACTION DES DONNEES	17
5. RESULTATS	18
5.1 RESULTATS DE LA RECHERCHE	18
5.2 RESULTATS DE L'EVALUATION DE LA QUALITE DES ETUDES.....	21
5.3 PRESENTATION DES ETUDES RETENUES.....	21
5.3.1 <i>Généralités.....</i>	21
5.3.2 <i>Population</i>	22
5.3.3 <i>Outcomes.....</i>	22
5.3.4 <i>Interventions.....</i>	22
5.4 RESULTATS DES ETUDES RETENUES	24
5.4.1 <i>Paramètres spatio-temporels.....</i>	24
5.4.1 <i>Equilibre dynamique.....</i>	28

6. DISCUSSION.....	31
6.1 RESUME DES RESULTATS ET INTERPRETATION	32
6.2 LIMITES ET POINTS FORTS DE LA QUALITE SCIENTIFIQUE DES ETUDES.....	35
6.2.1 <i>Population</i>	35
6.2.2 <i>Interventions</i>	36
6.2.3 <i>Outils de mesure</i>	38
6.2.4 <i>Résultats</i>	39
6.2.5 <i>Discussion</i>	39
6.3 CONFRONTATION A LA LITTERATURE.....	39
6.3.1 <i>Revue de la littérature</i>	40
6.3.2 <i>Études exclues</i>	41
6.4 LA REALITE VIRTUELLE : REFLEXIONS ET DISCUSSION.....	42
6.4.1 <i>Réalité virtuelle et « motor learning »</i>	42
6.4.2 <i>Types de réalité virtuelle</i>	44
6.4.3 <i>Transfert du virtuel au réel</i>	45
6.5 IMPLICATION CLINIQUE.....	47
6.6 PISTES POUR DE FUTURES RECHERCHES	48
6.7 POINTS FORTS ET LIMITES DE LA REVUE	49
7. CONCLUSION.....	50
8. RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	
9. TABLES DES ILLUSTRATIONS.....	
9.1 FIGURES	
9.2 TABLEAUX	
ANNEXES.....	

1. Introduction

Intéressées par le sport, les notions de motivation, de capacités mentales et de plasticité cérébrale, nous souhaitons réaliser un travail mêlant ces concepts. Afin d'orienter nos recherches, nous nous sommes concentrées sur les notions telles que la thérapie par le mouvement, la réorganisation corticale et l'entraînement mental par les exercices de visualisation. Ces recherches nous ont conduites à la réalité virtuelle (RV), outil novateur et stimulant, intégrant l'apprentissage moteur et l'entraînement mental. Cette technologie s'étant abondamment développée ces dix dernières années, nous désirions en connaître ses modalités d'utilisation et ses effets dans le cadre de la neuro-réhabilitation.

Par intérêt personnel, nous avons choisi de considérer les patients hémiparétiques à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC). Cette pathologie d'origine vasculaire touche 15 millions de personnes dans le monde par année dont environ 1 million de personnes en Europe (Belda-Lois et al., 2011 ; Organisation Mondiale de la Santé (OMS), 2002, p. 50). Suite à l'augmentation des facteurs de risques importants et au vieillissement de la population, l'incidence de l'AVC ne cesse de croître, créant ainsi un problème de santé majeur dans notre société (Grau et al., 2001 ; Truelsen et al., 2006). Cette affection peut avoir des conséquences neurologiques importantes, notamment une perte de fonction motrice et sensitive, voire une atteinte du système cognitif. Elle peut engendrer des troubles de l'équilibre et de la marche, limitant l'indépendance des patients dans leurs activités de la vie quotidienne (AVQ) (Tyson, Hanley, Chillala, Selley & Tallis, 2006).

Il existe différentes thérapies en neuro-réhabilitation utilisant entre autre les concepts de « motor learning » (apprentissage moteur) et de « Task Oriented Training » (TOT) (entraînement ciblé à une tâche). Ces approches sont largement employées lors de prises en charge de patients ayant eu un AVC. Il serait toutefois intéressant d'élargir les moyens de traitement des physiothérapeutes en se penchant sur cette nouvelle technologie qu'est la RV. Ainsi cet outil relativement récent pourrait, dans un proche avenir, faire l'objet d'un fort engouement si les résultats étudiés dans notre revue s'avèrent positifs et prometteurs.

Par ce travail quantitatif, nous souhaitons apporter aux physiothérapeutes les informations nécessaires à l'emploi de cette technologie afin d'élargir les moyens de traitements ainsi que de promouvoir le champ d'action des physiothérapeutes.

2. Cadre théorique

Nous décrivons, dans le cadre théorique, la pathologie considérée et sa rééducation conventionnelle, ainsi que les outcomes pris en compte et l'intervention principale.

2.1 Accident Vasculaire Cérébral

2.1.1 Définition et incidence

L'AVC, ou attaque cérébrale, est une pathologie vasculaire causée par une hypoxie qui se « produit lorsqu'une région de l'encéphale est privée d'irrigation sanguine et que le tissu nerveux est détruit » (Marieb & Hoehn, 2010, p. 530). Les conséquences neurologiques sont nombreuses et entraînent des déficits fonctionnels divers, pouvant être réversibles ou permanents.

En Europe, l'incidence des AVC est d'environ 1 million de personnes par année (Belda-Lois et al., 2011). Au niveau mondial, l'AVC est la deuxième cause de décès et la première cause de handicap acquis chez l'adulte (Biller, 2012). L'attaque cérébrale touche environ 15 millions de personnes dans le monde chaque année, engendrant 5 millions de décès et 5 millions de personnes vivant avec des séquelles permanentes (OMS, 2002, p. 50).

2.1.2 Types

Il existe deux formes d'AVC : les accidents ischémiques et les accidents hémorragiques. Les accidents ischémiques résultent d'une obstruction ou d'une hypo-perfusion d'un vaisseau. Ce sont les accidents les plus fréquents parmi les AVC. L'occlusion d'un vaisseau peut avoir différentes étiologies : un thrombus bloquant la circulation ou le décrochement d'un caillot se logeant ensuite dans un vaisseau de diamètre inférieur, créant ainsi son obstruction. Les accidents hémorragiques sont, quant à eux, dus à une rupture d'un vaisseau, ce qui entraîne une hypo-perfusion des tissus en aval de la lésion. Les zones corticales touchées sont variées, ainsi les AVC peuvent entraîner des déficits dans des fonctions cérébrales différentes, selon leur localisation (Stokes & Stack, 2013).

2.1.3 Conséquences et récupération

Après un AVC, il existe différents changements micro et macroscopiques, suivis d'adaptations physiologiques et neurologiques. Au niveau cérébral, une perturbation de l'organisation corticale est visible : les membres sains vont développer leurs représentations dans le cortex de l'hémicorps touché par une parésie ou une paresthésie

(Murphy & Corbett, 2009). Une récupération spontanée du cortex moteur va se faire dans les premiers mois post-AVC grâce à la plasticité cérébrale. C'est en influençant ce remaniement cortical que la physiothérapie et la rééducation ont un effet sur la récupération motrice et fonctionnelle (Nudo, 2007).

La récupération fonctionnelle du patient hémiparétique est notamment dépendante du stade post-AVC où il se trouve. Trois stades distincts sont souvent énoncés sans pour autant être décrits précisément dans la littérature : le stade aigu (J1 à 3 mois), le stade subaigu (3 à 6 mois) et le stade chronique (plus de 6 mois). Selon Ploughman (2002), les patients montrent une amélioration fonctionnelle continue au-delà de la « fenêtre de récupération », souvent considérée à 6 mois après la lésion. Sachant que la récupération de la marche peut être observée encore à 2 ans après l'AVC, nous avons donc choisi de considérer les patients se trouvant en stade chronique (moyenne post-AVC de 6 mois minimum) (Richards, Malouin & Dean, 1999, cités par Brosseau et al., 2006).

Les impacts d'un AVC sont d'ordres biologique, psychologique et social. Les conséquences peuvent être nombreuses et elles sont directement liées à l'étendue de l'ischémie ou de l'hémorragie ainsi qu'au(x) territoire(s) touché(s). Des déficits sensitifs, moteurs, cognitifs ou sociaux peuvent être observés chez le patient. Après un AVC, le patient peut également être atteint de dyspraxie, de changement de tonus musculaire, de troubles de la thermoalgésie et d'une fatigue d'installation rapide (Stokes & Stack, 2013). Ainsi, selon la « Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé » (CIF) de l'OMS, les fonctions de la marche et de l'équilibre sont restreintes, limitant ainsi le patient dans ses AVQ (World Health Organization, 2001). En effet, suite à un AVC, l'équilibre, la symétrie de marche et certains paramètres spatio-temporels, dont la vitesse, sont altérés, ce qui entraîne un déficit dans les capacités motrices des patients hémiparétiques, notamment la marche (Lewek, Bradley, Wutzke & Zinder, 2013).

L'altération de la fonction de la marche est due à de multiples facteurs comme une augmentation du balancement postural (Walker, Brouwer & Culham, 2000), une diminution de la stabilité posturale (Barclay-Goddard, Stevenson, Poluha, Moffatt & Taback, 2004), une répartition du poids asymétrique, une diminution du transfert de poids (Belgen, Beninato, Sullivan & Narielwalla, 2006) ou encore un ralentissement de la vitesse de marche (Jaffe, Brown, Pierson-Carey, Buckley & Lew, 2004; Krasovsky, Lamontagne, Feldman & Levin, 2013).

2.2 La marche

La marche est une activité permettant de se déplacer de façon autonome dans différents environnements. Elle permet aux patients une certaine indépendance en société. Ainsi, en raison de sa pertinence pour l'autonomie et la qualité de vie des patients (Morone, Fusco, Iosa & Paolucci, 2013), la récupération de la marche chez les patients ayant eu un AVC est considérée comme l'un des principaux objectifs de la réhabilitation (Belda-Lois et al., 2011). La marche nécessite une fonction ostéo-articulaire cohérente et libre, ainsi qu'un contrôle cérébral et une coordination neuromusculaire complexes. Ce contrôle cérébral permet l'intégration d'informations environnementales et proprioceptives afin de générer et corriger des séquences motrices. La bonne intégration sensori-motrice et la bonne correction du mouvement accroissent l'efficacité de la marche et réduisent les risques de chutes (Morone et al., 2013). Le dysfonctionnement d'interactions complexes du système neuromusculaire est une cause principale de troubles de la marche post-AVC. Ce dysfonctionnement devrait ainsi être considéré lors du choix et du développement de moyens de traitement physiothérapeutique afin de pouvoir agir sur l'origine des perturbations (Belda-Lois et al., 2011).

2.2.1 Les paramètres spatio-temporels de la marche

Les paramètres spatio-temporels permettent d'analyser la marche de façon qualitative. Une altération de ces paramètres peut engendrer une asymétrie de la marche, une diminution de la stabilité et un risque de chute. Selon Schmid et al. (2007), la symétrie de la marche a une corrélation cliniquement pertinente avec la qualité de vie du patient. De même, la vitesse est corrélée avec une meilleure indépendance de marche et donc avec la qualité de vie du patient (Titianova & Tarkka, 1995). En effet, même lors d'une légère différence de vitesse, l'amélioration des AVQ, comme la possibilité de traverser une route, est non négligeable.

Chez les patients hémiparétiques, les altérations des paramètres spatio-temporels de la marche comprennent une diminution de la vitesse, de la cadence, de la longueur du pas et de la phase d'appui sur le membre inférieur (MI) parétique (Goldie, Matyas & Evans, 2001 ; Pelissier, Perennou & Laassel, 1997 cités par Beauchamp et al., 2009). Ces changements de paramètres et la tendance à charger le MI non parétique engendrent une asymétrie dans la marche des patients hémiparétiques. Si ces asymétries persistent, les patients peuvent éprouver des douleurs et des lésions articulaires. Elles peuvent ainsi

causer un risque accru de chutes (Beauchamp et al., 2009). Par conséquent, le retour à une marche symétrique et à une vitesse de marche adaptée au patient sont des points importants de la réhabilitation afin d'optimiser la mobilité et l'autonomie des patients post-AVC (Allet et al., 2009; Beauchamp et al., 2009).

Dans ce travail, nous avons retenu la longueur du pas, la longueur du cycle (paramètres spatiaux), la vitesse, la cadence et le temps d'appui unipodal (paramètres temporels).

Le cycle de la marche : La marche est divisée en une phase d'appui et une phase oscillante. Le cycle de la marche est défini selon les normes internationales par le temps entre le premier contact au sol de deux pas consécutifs du même pied ; c'est-à-dire le contact au sol du talon droit jusqu'à la pose du même talon droit au sol (Baker, 2013, p. 10 ; Viel, 2000, p. 26) [Annexe I].

La longueur du pas (step length) : Distance [cm] lors de la marche entre l'orteil d'un pied au sol et le talon du pied controlatéral qui se pose au sol (Viel, 2000, p. 95).

La longueur du cycle (stride length) : Distance [cm] entre les deux contacts au sol du talon du même MI lors de deux pas consécutifs. La longueur du cycle dépend de la longueur des MI (Viel, 2000, p. 95).

La vitesse (velocity ou gait speed) : Longueur du parcours par temps mesuré [m/s]. La vitesse moyenne est définie par Viel (2000) selon une vitesse lente (0,50 m/s à 1 m/s), une vitesse confortable (1,30 m/s à 1,60 m/s) et une vitesse rapide (1,90 m/s à 2,45 m/s) (p. 98). Ce paramètre temporel est une mesure objective et fiable pour retrouver l'habileté à la marche (Van de Port, Kwakkel & Lindeman, 2008).

La cadence (cadence): Nombre de pas par durée mesurée. Soit le nombre de contacts talon au sol de chaque pied en une minute [pas/min]. Viel (2000) réfère la cadence de 45 à 65 (pas/min) pour une vitesse lente, de 72 à 102 (pas/min) pour une vitesse moyenne et de 114 à 132 (pas/min) pour une vitesse rapide (pp. 100-101).

Le temps d'appui unipodal (single limb support (period)) : Temps entre le dernier contact au sol d'un pied et le premier contact au sol du prochain pas du même pied (Baker, 2013, p. 11). Ce paramètre temporel peut s'exprimer en pourcentage du cycle de marche [% Gait Cycle] ou en secondes [sec].

2.2.2 Le système GAITRite®

Le système GAITRite® mesure les paramètres de la marche chez les individus en bonne santé et dans les populations avec des troubles de la marche. Cet outil de mesure, évaluant la qualité de la marche, présente une validité et une fiabilité excellentes (Webster, Wittwer & Feller, 2005), notamment chez les patients post-AVC en cours de réhabilitation (Kuys, Brauer & Ada, 2011).

Ce système ne requiert aucune électrode ou autre dispositif placé sur le patient (Kuys et al., 2011). Il s'agit d'un tapis de marche électronique portable comprenant des capteurs de pression permettant de détecter le moment de l'activation du capteur et les distances relatives entre les capteurs activés à chaque pas. Ces différentes informations sont collectées dans un logiciel qui relève ainsi les paramètres spatio-temporels de la marche, tout en calculant également la moyenne de chacun. Lors de la prise de mesure, le patient marche deux mètres avant et après le tapis électronique, de façon à minimiser les effets d'accélération et de décélération engendrés avant et après la piste de marche (Bilney, Morris & Webster, 2003; Webster et al., 2005).

2.3 L'équilibre

Afin d'acquiescer ou de réacquiescer toute activité debout et plus particulièrement la marche, il est nécessaire de posséder un bon contrôle postural et un bon équilibre statique. En effet, la marche est étroitement liée à l'équilibre postural et aux capacités d'équilibre (Bohannon & Walsh, 1992). Le but est d'entretenir une position stable, mais dynamique, économe et confortable, afin d'éviter la chute (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 161).

Cohen, Blatchly & Gombash (1993) définissent l'équilibre comme étant la capacité à maintenir son centre de gravité et à contrôler sa posture lors de mouvements et fluctuations externes (Cho, Lee & Song, 2012). Il peut être classé comme statique ou dynamique. L'équilibre statique est la capacité à rester immobile sur un plancher stationnaire, alors que l'équilibre dynamique est la capacité à répondre à un plancher mobile et à des stimuli externes (Berg et al., 1992, cités par Cho et al., 2012). En effet, l'équilibre statique est défini par un polygone de sustentation inchangé et dépend du contrôle postural. Cet équilibre statique sert de base pour l'équilibre dynamique. Celui-ci consiste à l'équilibration durant la marche ou de tâches nécessitant une variation du polygone de sustentation (Souchard, 2011, pp. 37-38).

L'équilibre résulte donc d'une communication parfaite entre ce que perçoit le corps, les informations afférentes, et ce que commande le cerveau au corps, les informations efférentes. Il est primordial que cette communication puisse se faire et qu'une excellente coordination soit présente parmi les muscles réagissant au déséquilibre. Si ce système d'échanges d'informations afférentes et efférentes fonctionne, des mouvements d'équilibration ou des réactions de protection se font inconsciemment voire même de façon réflexe. L'équilibre est ainsi un processus complexe régulant le maintien d'une position, les ajustements posturaux lors d'une activité volontaire et permettant les réponses à des perturbations externes (Berg et al., 1992 cités par Rosen, Sunnerhagen & Kreuter, 2005).

2.3.1 Le contrôle postural

« L'objectif principal du contrôle postural est l'alignement actif de la tête et du tronc vis-à-vis de la ligne de gravité » (Souchart, 2011, pp. 37-38). Il tient compte de l'environnement visuel, des informations internes et des surfaces d'appui changeantes (Souchart, 2011, pp. 37-38). Le contrôle postural nécessite une perception permettant d'intégrer des informations sensorielles et requiert une capacité d'action. Ceci afin d'évaluer la position et le mouvement du corps dans l'espace, et de produire des forces permettant le repositionnement du corps. Le contrôle postural provient d'une contribution de différents systèmes : les synergies neuromusculaires (contrôle moteur), les composantes du système musculo-squelettique (mobilité, force), les représentations internes (vécu, peur, vertige), les mécanismes d'adaptation (modifications du système senso-moteur aux changements de tâches et d'environnement), les mécanismes d'anticipation (préparation du système sensori-moteur basée sur les expériences), les stratégies sensorielles (évaluation et intégration des informations sensorielles) et les systèmes sensoriels individuels (vision, proprioception, vestibule) (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 165).

2.3.2 L'équilibre chez le patient hémiplegique

Chez le patient hémiplegique post-AVC les fonctions motrices, sensibles et proprioceptives sont touchées (Murphy & Corbett, 2009), ce qui mène à une diminution du contrôle postural et de l'équilibre. La diminution de l'équilibre chez les patients post-AVC est notamment due à une diminution de la perception de la ligne médiane, à une faiblesse musculaire et à des troubles de tonus engendrés par les lésions corticales (Rosen et al., 2005). Comme l'affirment Rajaratnam et al. (2013), un mauvais contrôle

postural a un impact significatif sur l'indépendance du patient post-AVC dans ses AVQ et dans la marche. En effet, si le contrôle postural n'est pas adapté, un balancement constant et exagéré de tout le corps est présent et cela peut mener à une chute si les réactions de rattrapage sont également absentes (Cho et al., 2012). La diminution de l'équilibre chez les patients post-AVC constitue un réel problème, car elle est en partie responsable de la moindre récupération fonctionnelle des AVQ et elle augmente le risque de chutes (Tyson et al., 2006). Holden, Gill et Magliozzi (1986) ont relevé que les patients hémiplegiques post-AVC marchent plus lentement que les personnes non-hémiplegiques. En effet, il existe une corrélation significative entre la détermination autonome de la vitesse de marche et l'équilibre (Witte & Carlsson, 1997, cités par Rosen et al., 2005). Ainsi, comme l'affirment Fong et al. (2001), la récupération du contrôle postural est un but indispensable dans la réhabilitation des patients post-AVC pour leur indépendance dans les AVQ (Cho et al., 2012).

2.3.3 Le « Timed Up and Go »

Le « Timed Up and Go » (TUG) est un test d'équilibre validé et corrélé avec le niveau de mobilité fonctionnelle (Shumway-Cook, Brauer & Woollacott, 2000). Il s'agit d'un outil de mesure rapide et simple permettant d'évaluer le risque de chutes d'une personne. Il peut être réalisé avec un moyen auxiliaire (MA) si nécessaire. De plus, Bohannon (2006) confirme la corrélation de ce test avec d'autres mesures telles que l'échelle d'équilibre de Berg (« Berg Balance Scale » (BBS)), la vitesse de marche, la montée des escaliers ou encore la mortalité.

Le déroulement du test se fait comme suit : le patient se lève d'une chaise avec accoudoirs, marche 3 mètres devant lui, et fait demi-tour pour venir s'asseoir à nouveau. Le test est chronométré et la mesure est prise à partir du moment où la personne se lève jusqu'au moment où elle se rassoit. La norme se situe en dessous de 20 secondes. Si le temps mesuré est égal ou supérieur à 30 secondes, la personne est dépendante dans ses AVQ. Elle présente un risque de chute et nécessite l'emploi d'un MA pour la marche (Shumway-Cook et al., 2000).

2.3.4 La « Berg Balance Scale »

Selon Berg (1989), cette échelle [Annexe II] est destinée explicitement pour la pratique clinique (Stevenson, 2001) et permet l'observation directe des performances du patient en moins de 20 minutes. La BBS évalue quantitativement l'équilibre statique et le

risque de chutes chez des patients âgés ou hémiparétiques. Au travers de 14 items, cette échelle évalue certaines tâches fonctionnelles telles que le transfert assis-debout et le ramassage d'un objet au sol. Le score total est de 56 points. Plus le score est élevé plus l'équilibre est bon. Ainsi, chaque séquence est notée de 0 à 4 selon la vitesse d'exécution, la stabilité ou le degré d'assistance nécessaire pour réaliser la tâche. Les scores de 0 à 20 représentent un mauvais équilibre, de 21 à 40, un équilibre acceptable et de 41 à 56, un bon équilibre (Blum & Korner-Bitensky, 2008 ; Stevenson, 2001).

2.4 Neuro-réhabilitation conventionnelle des patients hémiparétiques

Selon la CIF, deux aspects doivent être pris en compte dans la réhabilitation post-AVC : la fonction du corps, ainsi que les activités et la participation du patient. La première rubrique considère les points suivants : la diminution de la douleur, la force musculaire, la fonction motrice et la récupération motrice, les amplitudes articulaires, le statut postural, l'équilibre, la marche et ses paramètres, le statut sensoriel, la spasticité et le tonus musculaire, l'évaluation globale du médecin et du patient, ainsi que la fonction cardio-pulmonaire. La seconde considère : la vitesse de marche, la distance de marche, l'endurance, le statut fonctionnel, l'adhérence du patient, la satisfaction du patient, la durée du séjour, la qualité de vie et le retour au travail (Brosseau et al., 2006).

Dans ce travail, nous avons considéré comme « rééducation conventionnelle » les notions décrites en ce point. La neuro-réhabilitation permet de réapprendre une tâche connue auparavant mais de manière différente, que ce soit par des stratégies compensatoires ou en recrutant de manière adaptée des voies alternatives (Rensink, Schuurmans, Lindeman & Hafsteinsdottir, 2009).

Pour une majorité des déficiences, la réhabilitation des patients hémiparétiques, y compris la fonction de la marche, est un processus long et ardu. En plus d'une réelle motivation, d'un engagement sérieux et d'une haute attention (Belda-Lois et al., 2011), la notion de sens est un facteur essentiel pour l'amélioration des tâches et des performances en matière de réhabilitation en général (Weiss, Rand, Katz & Kizony, 2004). Tant pour les patients que pour eux-mêmes, les physiothérapeutes se doivent de trouver une variété de tâches, d'interventions motivantes, « stimulantes, progressives et adaptables, intéressantes et significatives » grâce à un mélange de différentes approches (Wade & Winstein, 2011). Comme décrit dans la Guideline d'Ottawa, il existe différentes interventions de réhabilitation post-AVC dont l'entraînement aérobique, le travail en résistance, les exercices passifs, les facilitations neuromusculaires

proprioceptives (PNF), la technique Bobath, le TOT, le biofeedback, l'entraînement de la marche et de l'équilibre et l'information sensorielle (Brosseau et al., 2006).

Selon une Guideline de 2010 (Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN), 2010), il est recommandé pour la réhabilitation de la marche, de l'équilibre et de la mobilité d'effectuer des interventions individualisées ainsi que de réaliser un entraînement physique orienté et d'intensité progressive (travail de la marche, répétition d'une tâche, renforcement musculaire) (p. 15). En effet l'intensité doit s'approcher au plus près des limites du patient sans le placer en échec pour permettre une meilleure réorganisation des représentations du mouvement dans le cortex moteur (Bowden, Woodbury & Duncan, 2013). Lorsque le but du traitement est l'amélioration de la vitesse et de la distance de marche, les déplacements fonctionnels ou le transfert assis-debout, la réhabilitation doit se focaliser sur la répétition de la tâche jugée sûre et acceptable pour le patient (p. 17).

2.4.1 Exemples d'approches

❖ *Le « Task Oriented Training »*

Le TOT ressort comme étant l'une des approches principales pour la restauration des capacités fonctionnelles chez les patients hémipariés. Cette réhabilitation axée sur les tâches se concentre sur la récupération des activités fonctionnelles en tenant compte de l'interaction de nombreux systèmes, y compris les systèmes musculo-squelettique, perceptif, cognitif et neuronal (Schaechter, 2004). Cette approche soutient l'idée que la récupération fonctionnelle est principalement menée par des stratégies d'adaptation qui compensent les fonctions du corps dont les facultés sont diminuées (Morone et al., 2013). Elle comprend un large éventail d'interventions, telles que le transfert assis-debout, l'entraînement à la marche sur différents terrains ou des tâches en vue d'améliorer l'équilibre (Rensink et al., 2009).

❖ *Le « motor learning »*

Selon les théories du « motor learning », une pratique et une participation active, ainsi que des objectifs significatifs sont essentiels pour l'apprentissage (Raine, Meadows & Lynch-Ellerington, 2009, p. 8). En effet, il s'agit de centrer la réhabilitation sur le long terme, par l'apprentissage et non la performance.

D'une façon générale, la diversité des tâches, des exercices et des contextes doivent permettre une variabilité et une répétition de la pratique encourageant le travail à long terme et la motivation du patient. Dans la même optique, un feedback riche ainsi que des encouragements du physiothérapeute sont essentiels. Le « motor learning » considère quatre critères essentiels à un bon apprentissage (Letho et al., 2001 ; Raine et al., 2009, p. 8-10) :

Le « focusing » signifie que le physiothérapeute se doit de diriger l'attention du patient sur le but du mouvement. Chaque tâche présente en effet un objectif fonctionnel. La concentration sur l'aspect concret influence la motivation et la performance motrice.

Le « mental practice » (exercice mental) permet d'associer mouvement et conscience, et ainsi de vivre l'action (focus interne) ou de se voir faire l'action (focus externe).

Le « modeling » (modélisation) est l'apprentissage par l'observation d'une action effectuée par un autre patient avant de la reproduire soi-même. Les inputs multimodaux auxquels est exposé le cerveau sont notamment activés par les « neurones miroirs ». L'observation d'un geste et le feedback du thérapeute améliorent ainsi l'apprentissage moteur du patient.

Le fait de guider le patient (« guidance ») en le sécurisant donne à celui-ci la conscience du mouvement sans l'empêcher de le produire.

2.4.2 Exemples de techniques

❖ *Bobath*

Selon Paci (2003), la technique Bobath est la méthode la plus utilisée dans les traitements en Europe et consiste en l'observation, l'analyse et l'interprétation de l'exécution des tâches. Ce concept est défini par Graham, Eustace, Brock, Swain & Irwin-Carruthers (2009) comme étant une approche de réhabilitation permettant d'évaluer et de traiter des patients ayant des déficits de fonctions, de mouvement et de contrôle postural suite à un AVC.

Cette méthode utilise un principe de travail allant de proximal à distal. Elle consiste à limiter l'augmentation du tonus musculaire par la mobilisation passive, associée à des stimuli tactiles et proprioceptifs (Belda-Lois et al., 2011). Cette technique est également basée sur le TOT et le « motor learning ». Elle résulte d'une interaction entre le patient et le thérapeute permettant ainsi d'améliorer la fonction de l'activité (Raine, 2007).

❖ *Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive*

Cette méthode vise à améliorer les fonctions, les activités et la participation du patient grâce à l'application d'une variété de facilitations proprioceptives (visuelle, auditive, tactile) et extéroceptives (diagonales de mouvements, résistance manuelle, irradiation, étirement initial et réflexe d'étirement, séquence d'action musculaire, coaptation et traction) (Belda-Lois et al., 2011 ; Gontijo et al., 2012). La PNF cherche en effet à augmenter la mobilité ou la stabilité, à récupérer de la force, de l'endurance et une coordination adéquate pour l'exécution d'un mouvement (Hindle, Whitcomb, Briggs & Hong, 2012). Elle vise une augmentation du recrutement d'unités motrices dans le but de maximiser la réponse motrice (Belda-Lois et al., 2011).

2.5 Réalité virtuelle

Greenbaum (1992) définit la RV comme suit: « *Virtual Reality is an alternate world filled with computer-generated images that respond to human movements. These simulated environments are usually visited with the aid of an expensive data suit which features stereophonic video goggles and fiber-optic data glove* » (Steuer, 1992). Sont explicités ici les principaux concepts de la RV ainsi que le matériel exploité. La RV crée un monde alternatif avec une possibilité à l'ordinateur ou générateur de réagir aux mouvements que fait l'humain. Elle est employée dans les domaines d'activités ludiques, artistiques et culturelles, ainsi que dans les domaines de formations et de thérapies.

2.5.1 Préambule

Les premières technologies de la RV sont apparues entre les années 1960 et 1970, de façon disparate, au sein de centres de recherches et d'universités (Burdea & Coiffet, 2006). Durant les années 1980, la sophistication de ces nouvelles technologies n'a cessé de progresser, particulièrement en ce qui concerne les caractéristiques spécifiques à une tâche. Cette décennie a vu le développement de nouveaux paradigmes technologiques tels que la RV (Burdea & Coiffet, 2006) et les jeux vidéo (Le Diberder, 2002). En effet, ce terme a initialement été inventé par Jaron Lanier en 1989. Ce n'est que dès les années 1990, grâce à une amélioration spectaculaire de la technologie informatique (Burdea, 2003), que la RV s'est répandue et s'est attribuée les termes de « mondes virtuels » et « environnements virtuels » (University of Michigan Virtual Reality Laboratory at the College of Engineering, 2008).

En parallèle, à cette même période, l'évaluation des outils potentiels pour la réhabilitation dans les domaines de la médecine et de la psychologie a commencé à se développer (Schultheis & Rizzo, 2001). Les recherches se sont ainsi intéressées à la RV dans le but d'augmenter les capacités fonctionnelles, notamment en facilitant les capacités motrices, cognitives et métacognitives (Weiss et al., 2004). Cela fait plus de dix ans que la RV est explorée comme un outil pour la réhabilitation. Plusieurs domaines médicaux et paramédicaux l'utilisent, aussi bien en psychologie dans le traitement des phobies ou de troubles de l'attention (Klinger, 2006 ; Légeron et al., 2003) qu'en réhabilitation physique et neurologique (Joseph et al., 2010 ; Schultheis & Rizzo, 2001). Ainsi, en neuro-réhabilitation, les patients lésés médullaires (Villiger et al., 2013), hémiparétiques (Saposnik & Levin, 2011) ou parkinsoniens (Arias, Robles-García, Sanmartín, Flores & Cudeiro, 2012) peuvent bénéficier de la thérapie par RV.

2.5.2 Infrastructure

La RV utilise généralement une interface humain-ordinateur ainsi que des simulations interactives en temps réel créées par des logiciels informatiques. Ceci permet à l'utilisateur de s'engager dans un environnement comprenant des objets et des événements semblables au monde réel (Wade & Winstein, 2011 ; Weiss et al., 2004). En effet, la personne interagit avec les images affichées dans l'environnement simulé, ce qui engendre une totale immersion dans le monde virtuel (Deutsch & Mirelman, 2007 ; Schultheis & Rizzo, 2001 ; Steuer, 1992 ; Weiss et al., 2004). Comme dans le cas de l'exercice mental, le patient peut se visualiser de façon interne lorsqu'il vit l'action, ou de façon externe, c'est-à-dire lorsqu'il se voit faire l'action.

Le patient peut ainsi se concentrer sur une tâche, ce qui est également préconisé dans la réhabilitation par l'approche TOT, par un jeu ou par une activité spécifique. C'est via différents canaux sensoriels multimodaux que l'utilisateur peut avoir un feedback sur ses performances en « temps réel » (Saposnik & Levin, 2011) provenant de l'interface informatique. La majorité de ces stimuli est visuelle, auditive et vibrotactile (Deutsch & Mirelman, 2007), mais certaines plateformes permettent des transmissions haptiques, vestibulaires et olfactives (Weiss et al., 2004 ; Weiss, Kizony, Feintuch & Katz, 2006). Le patient transmet ses actions à l'interface par des capteurs sensoriels et/ou visuels. C'est donc grâce à ces interactions que les sensations et les perceptions liées à l'expérience virtuelle permettent au patient de se sentir impliqué et de se concentrer sur une tâche virtuelle.

3. Problématique

La rééducation de la marche et de l'équilibre des patients hémiplésiques post-AVC rencontre régulièrement des variations dans la progression de la récupération fonctionnelle. En effet, comme explicité dans le cadre théorique, de nombreuses phases se succèdent, allant d'une phase de progression rapide durant le premier mois, à une phase dite de « plateau » au 6^e mois où la récupération est moindre (Schaechter, 2004).

Il est démontré que la récupération d'une marche fonctionnelle post-AVC dépend fortement de la réorganisation adaptative par un mécanisme de plasticité cérébrale (Brosseau et al., 2006). La motivation et les émotions contribuent de manière positive à cette réorganisation cérébrale, en permettant notamment une meilleure implication du patient dans le processus de récupération de sa fonction motrice (Ploughman, 2002). Il est donc primordial de réussir à maintenir l'intérêt du patient et de stimuler ses émotions afin d'éviter son ennui et la diminution de son attention, qui auraient pour conséquence une moins bonne récupération de l'équilibre et de la marche (Morone et al., 2013).

Les approches et techniques dites conventionnelles de neuro-réhabilitation (TOT, « motor learning », Bobath, PNF) ont leurs limites. Elles ne sont pas les mieux adaptées à toutes les phases de récupération du patient et ne permettent pas d'inciter suffisamment la réorganisation cérébrale (Saposnik & Levin, 2011). Afin de pouvoir stimuler de façon optimale les zones cérébrales lésées et leur remaniement, il est nécessaire d'offrir au patient une thérapie comprenant un environnement riche et des stimuli variés (Ploughman, 2002). De plus, une telle rééducation doit être spécifique. L'amélioration de la marche est, par exemple, supérieure lorsque l'entraînement comporte des stimuli sensoriels semblables à ceux produits lors de la marche (Brosseau et al., 2006).

Durant cette dernière décennie, de nouvelles technologies associées aux jeux vidéo se sont développées en parallèle à de nouvelles thérapies dans les domaines de la psychologie, des sciences cognitives et de la rééducation (Weiss et al., 2004). L'une d'entre elles, la RV, propose d'intégrer une thérapie spécifique à la marche et/ou à l'équilibre, tout en apportant des stimuli diversifiés. Cette thérapie par la RV fait appel aux émotions du patient grâce aux jeux suggérés par le programme de réhabilitation.

L'innovation et le développement de cette technologie, il y a dix ans, promettaient un impact considérable sur la réhabilitation d'aujourd'hui (Schultheis & Rizzo, 2001).

Quelle est alors son utilité dans le cadre de la réhabilitation à la marche et/ou de l'équilibre chez les patients hémipariés post-AVC ?

Selon le modèle PICO (Schardt et al., 2007), nous avons alors formulé notre question de recherche ainsi :

« Un traitement par la réalité virtuelle, ajouté à une rééducation conventionnelle, améliore-t-il davantage les capacités fonctionnelles de la marche et/ou de l'équilibre chez les patients hémipariés post-AVC en comparaison d'une rééducation conventionnelle seule ? »

4. Méthodologie

4.1 Stratégie de recherche

Nous avons concentré nos recherches sur les études utilisant la RV en complément à la rééducation conventionnelle de la marche et/ou de l'équilibre chez les patients ayant eu un AVC. Nous avons fait nos recherches du 21.09.2013 au 20.12.2013.

4.1.1 Bases de données

Nous avons effectué nos recherches sur différentes bases de données en raison de leurs domaines médicaux et paramédicaux: Embase, Medline, Cinahl et PEDro. Nous avons créé une alerte sur Medline pour l'équation retenue.

4.1.2 Critères de sélection

Étude : Nous avons considéré les études randomisées contrôlées (RCT) et publiées en français ou en anglais pour leur haut degré d'évidence. Afin de ne pas manquer une parution ancienne intéressante, nous n'avons pas défini de limitation de date de publication.

Population : Nous avons choisi d'étudier les personnes hémiplegiques à la suite d'un AVC et se trouvant au minimum à 6 mois de moyenne après l'AVC.

Intervention : Nous nous sommes intéressées à l'utilisation de la RV dans la réhabilitation à la marche et/ou de l'équilibre en complément à la rééducation conventionnelle. L'utilisation de la RV requiert au minimum un écran et des capteurs visuels ou de mouvement.

Résultats : Nous nous sommes concentrées sur les résultats mesurant les fonctions de la marche et de l'équilibre. Nous souhaitons observer les paramètres spatio-temporels de la marche sans définir un outil de mesure spécifique. Nous avons cependant choisi de considérer les outils de mesure TUG et BBS en raison de leur pertinence clinique sur l'évaluation fonctionnelle de la marche et de l'équilibre.

4.1.3 Mots-clés utilisés

Nous avons défini nos mots-clés selon notre question clinique et les outils de mesure que nous souhaitons prendre en considération. Selon les bases de données, nous avons employés et joints les thesaurus et/ou mots en termes libres à l'aide des conjonctions de coordination « AND » et « OR », donnant différentes équations [Annexe III].

Physiothérapie : Physical therapy (modalities), Physiotherapy.

Rééducation : Rehabilitation.

Réalité virtuelle : Virtual reality, Virtual feedback, Virtual therapy, Virtual reality exposure therapy.

Hémiplégie post-AVC : Stroke, Hemiparesis, Paresis, Hemiplegia.

Marche : Gait, Walking.

Equilibre : Balance, Postural Balance.

Outils de mesure : Timed Up and Go, TUG, Berg Balance Scale, BBS.

4.2 Sélection des études

Nous avons effectué trois étapes de sélection (titres, résumés, lecture) en précisant pour chaque étape les critères d'inclusion et d'exclusion, détaillés dans notre Flowchart (Figure 1). Nous avons éliminé les duplicatas après la lecture des résumés. Nous avons chacune effectué la recherche individuellement, suite de quoi nous avons mis en commun nos sélections. Seules les études en français et en anglais ont été considérées.

4.3 Modalité d'évaluation de la qualité des études

Nous avons choisi la grille d'évaluation PEDro [Annexe IV]. Cette échelle validée (de Morton, 2009 ; Maher, Sherrington, Herbert, Moseley & Elkins, 2003) permet d'évaluer les RCT, design que nous avons sélectionné. Cette échelle se compose de onze items, mais elle se comptabilise sur dix d'entre eux. En effet, le premier critère traite de la validité externe et n'est pas comptabilisé pour calculer le score PEDro, comme expliqué dans les consignes d'utilisation de l'échelle.

4.4 Modalité d'extraction des données

Nous avons établi différents tableaux d'extraction regroupant les informations par thèmes : généralités, population, interventions et mesures, résultats, discussion et conclusion. Nous avons rempli ces tableaux indépendamment, puis nous les avons mis en commun afin de réaliser les tableaux définitifs et synthétisés.

5. Résultats

Dans ce chapitre, nous abordons les résultats de notre recherche et l'évaluation des études sélectionnées, puis nous présentons nos cinq RCT avant d'exposer leurs résultats.

5.1 Résultats de la recherche

Après avoir défini notre question de recherche ainsi que nos équations pour chacun des moteurs de recherche, nous avons effectué la sélection d'articles chacune de notre côté. Nous avons appliqué les critères de sélection préalablement définis pour chacune des étapes : sélection par lecture des titres, des résumés, puis par lecture du texte intégral. À chaque étape, nous avons mis en commun nos résultats afin de nous assurer de la cohérence de la recherche et de la sélection.

Suite à l'élimination des duplicatas, nous avons obtenu sept articles pouvant correspondre à notre question de recherche. Cependant après la lecture complète de ceux-ci, deux articles ne pouvaient être inclus :

- Rajaratnam et al. (2013). Does the Inclusion of Virtual Reality Games within Conventional Rehabilitation Enhance Balance Retraining after a Recent Episode of Stroke?. *Rehabilitation research and practice*, 2013.
- Jung, J., Yu, J., & Kang, H. (2012). Effects of virtual reality treadmill training on balance and balance self-efficacy in stroke patients with a history of falling. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(11), 1133-1136.

L'article de Rajaratnam et al. (2013) ne correspondait pas à nos critères d'inclusion. En effet, l'intervention contrôle n'est pas décrite et l'intervention expérimentale ne l'est que succinctement. Nous n'avons donc pas suffisamment d'informations concernant les modalités de traitement. De plus, la population étudiée se trouve en moyenne à 14,85 jours après l'AVC ce qui ne concorde pas avec le critère défini de n'avoir que des patients à plus de 6 mois post-AVC en moyenne.

Nous n'avons pas inclus l'étude de Jung et al. (2012), car la population ne correspondait pas à celle qui nous intéressait. En effet, y sont inclus des patients hémiplegiques post-AVC, mais également des personnes âgées avec antécédents de chute.

Cinq RCT ont alors été sélectionnées :

- Kim, J. H., Jang, S. H., Kim, C. S., Jung, J. H., & You, J. H. (2009). Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88(9), 693-701.
- Cho, K. H., & Lee, W. H. (2013). Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: A randomized controlled trial. *Gait & posture*, 39(1), 523-528.
- Cho, K. H., & Lee, W. H. (2013). Virtual Walking Training Program Using a Real-world Video Recording for Patients with Chronic Stroke: A Pilot Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(5), 371-384.
- Barcala, L., Grecco, L. A. C., Colella, F., Lucareli, P. R. G., Salgado, A. S. I., Oliveira, C. S. (2013). Visual Biofeedback Balance Training Using Wii Fit after Stroke: a Randomized Controlled Trial. *Journal of Physical Therapy Science*, 25, 1027-1032.
- Cho, K. H., Lee, K. J., & Song, C. H. (2012). Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 228(1), 69-74.

Un *Flowchart* (Figure 1), récapitulant nos critères d'inclusion et d'exclusion ainsi que le nombre de résultats obtenus à chaque étape, résume la sélection de nos études.

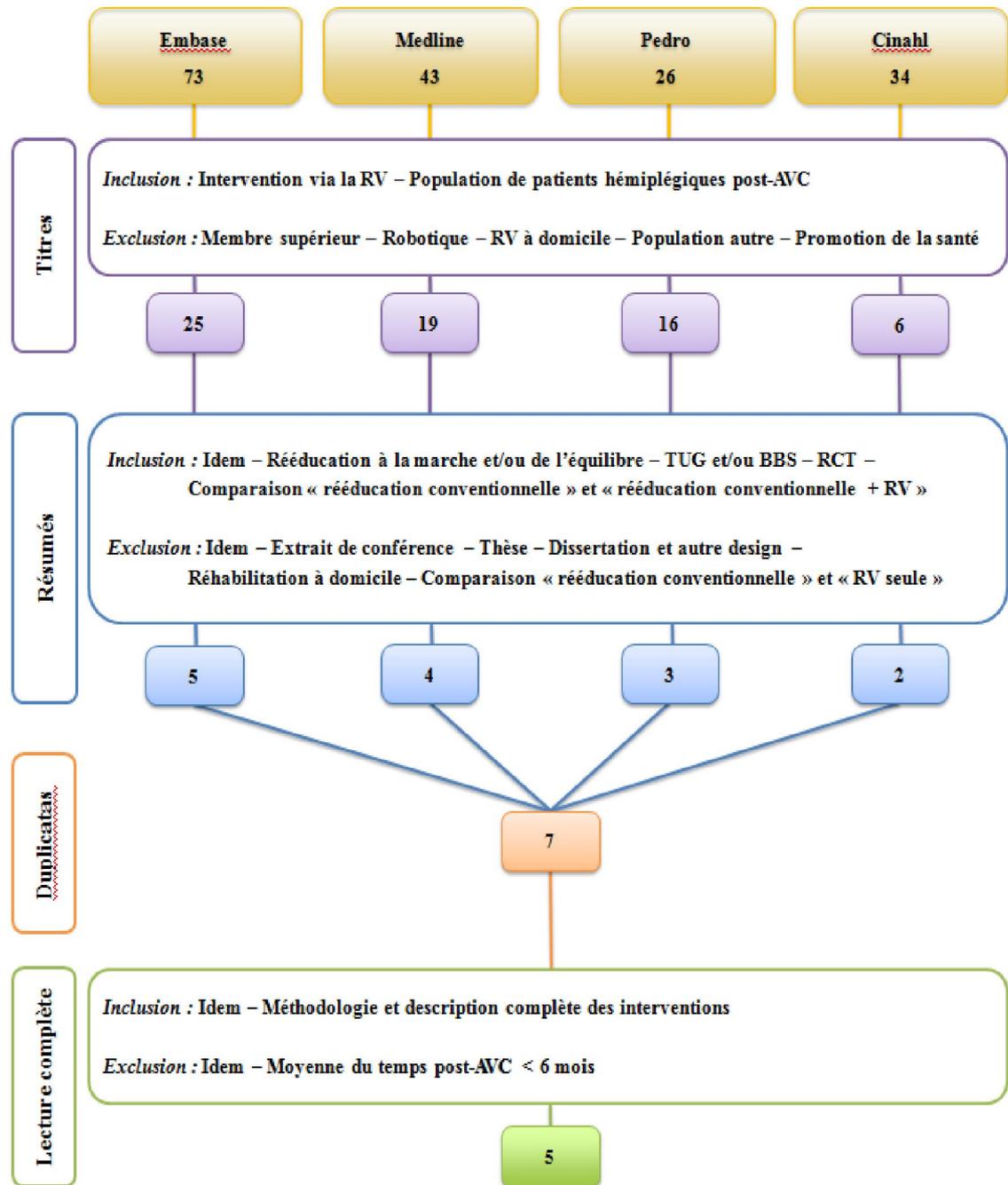


Figure 1. Flowchart

5.2 Résultats de l'évaluation de la qualité des études

L'évaluation de chaque étude a été réalisée une fois par évaluatrice, donc au total deux fois, avec l'utilisation de l'Échelle PEDro. Nous avons joint nos appréciations, puis nous avons comparé avec les résultats des évaluations du site internet de PEDro (Centre pour la Physiothérapie Fondée sur les Preuves. Institut australien « The George Institute for Global Health » (2014)), lorsque ceux-ci étaient disponibles.

La grille d'évaluation [Annexe V] nous permet d'observer que nos études ont perdu des points concernant l'aveuglement des patients et des thérapeutes. Ceux-ci nous semblent être des points difficilement réalisables dans le domaine de la physiothérapie, et plus particulièrement dans ces études, où l'intervention expérimentale n'est pas dissimulable.

Tableau 1. Scores selon l'échelle PEDro (Extrait de l'Annexe V)

	Kim et al. (2009)	Cho & Lee (2013a)	Cho & Lee (2013b)	Barcala et al. (2013)	Cho et al. (2012)
Score PEDro	6/10	NC	7/10	7/10	5/10
Consensus évaluatrices	7/10	7/10	7/10	8/10	6/10

Le critère numéro 1 n'est pas comptabilisé dans le score total selon les modalités d'évaluation de l'Échelle PEDro.

5.3 Présentation des études retenues

5.3.1 Généralités

L'Annexe VI récapitule les auteurs, les titres, le score PEDro, les design, les buts et les hypothèses des études sélectionnées. Les cinq études sont très récentes puisqu'elles ont été publiées entre 2009 et 2013. Elles précisent toutes qu'elles s'intéressent à une population de patients post-AVC. La RV dans les études de Kim et al. (2013) et de Cho et al. (2012) se présente sous forme d'image de synthèse. Les deux études de Cho & Lee (2013a et 2013b) parlent d'« enregistrement vidéo du monde réel » et l'étude de Barcala et al. (2013) traite du « biofeedback visuel ». Les études de Barcala et al. (2013) et de Cho et al. (2012) emploient le système Wii Fit®. De plus, elles ne posent pas d'hypothèse concernant leur recherche.

5.3.2 Population

Les populations de nos cinq études sélectionnées pour notre revue de la littérature regroupent au total 110 patients : 24 patients pour l'étude de Kim et al. (2009), 30 pour celle de Cho & Lee (2013a), 14 pour l'étude de Cho & Lee (2013b), 20 chez celle de Barcala et al. (2013) et 22 pour l'étude de Cho et al. (2012).

Les critères d'inclusion et d'exclusion déterminés dans les études font mention du temps post-AVC, de capacités fonctionnelles et cognitives minimales (par exemple : marcher 10 mètres sans MA et obtenir un score >24 au Mini Mental State Examination (MMSE) (Dick et al., 1984.)), et écartent toute autre pathologie ou problème physique non liés à l'AVC. Les cinq études ont appliqué une randomisation standardisée pour la répartition des patients dans les groupes contrôle et expérimental.

Afin de simplifier la comparaison des groupes, l'Annexe VII reprend les informations clés concernant la population des études.

5.3.3 Outcomes

Trois études (Kim et al., 2009 ; Cho & Lee, 2013a ; Cho & Lee, 2013b) s'intéressent à la marche en mesurant certains paramètres spatio-temporels avec le tapis GAITRite®. Toutes les études s'intéressent à l'équilibre dynamique, notamment à travers la BBS pour les cinq études et le TUG pour les études de Cho & Lee (2013a), Cho & Lee (2013b), Barcala et al. (2013), Cho et al. (2012). Les outcomes avec leurs outils de mesure, ainsi que les moments des tests/re-tests sont présentés dans l'Annexe VIII.

5.3.4 Interventions

Chaque étude a comparé une intervention contrôle (conventionnelle) et une intervention expérimentale (RV), chacune ajoutée à la même réhabilitation conventionnelle.

Intervention contrôle

Un programme de neuro-rééducation spécifique au patient a été réalisé dans chacune des études. Il se concentre principalement sur un travail de mise en charge (MEC), un travail de l'équilibre et des activités fonctionnelles. Ce programme de réhabilitation conventionnelle intègre notamment des exercices de renforcement, des étirements, des stabilisations rythmées et, pour deux des études, de la PNF (Cho & Lee, 2013a, Cho & Lee, 2013b). Les études de Cho & Lee (2013a), Cho & Lee (2013b) et de Cho et al. (2012) ont également ajouté de la thérapie occupationnelle des membres

supérieurs à chaque séance. Une stimulation électrique fonctionnelle (FES) est aussi effectuée à chaque séance sur les MI des patients dans les protocoles d'intervention de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b). Ces deux études incluent 30 minutes supplémentaires de thérapie avec un entraînement à la marche sur tapis roulant, à chaque séance pour l'une (Cho & Lee, 2013a), et une séance sur deux pour l'autre. Une seule étude (Cho et al., 2012) mentionne l'ajout possible d'une thérapie du langage à la réhabilitation conventionnelle si elle est appropriée au patient. Enfin, le temps du traitement varie selon les études. Il passe de 40 à 110 minutes par séance, de 2 à 5 fois par semaine, et durant 4 à 6 semaines conformément aux protocoles décrits.

❖ *Intervention expérimentale*

En plus de suivre un traitement de réhabilitation conventionnelle, les patients des groupes expérimentaux ont réalisé 30 minutes de thérapie virtuelle allant de 2 à 4 fois par semaine pendant la durée de chaque étude.

Le système IREX® est utilisé dans l'étude de Kim et al. (2009) : les patients sont équipés de capteurs et filmés pour apparaître à l'écran, à l'intérieur du « jeu ». Différentes activités (escaliers, snowboard) avec trois niveaux de difficulté sont proposées et répétées cinq fois. Les exercices ont pour objectif de stimuler les amplitudes articulaires, l'équilibre, la mobilité, le passage du pas et la marche.

Les deux études de Cho & Lee (2013a et 2013b) utilisent un tapis de marche et des vidéos du monde réel (« Treadmill training Based Real-world Video Recording » (TBRVR) et « Virtual Walking Wtraining program using a Real-world Video Recording » (VWTRW)) en situation de marche dans différents environnements (stade d'athlétisme, rue avec piétons, de jour, de nuit) et donc avec différents stimuli visuels et auditifs. Une scène particulière dure dix minutes et est répétée trois fois durant la séance. La vitesse du tapis roulant est augmentée de 5% à chaque nouvelle séance, avec un temps d'adaptation de vingt secondes. Les patients portent un harnais de sécurité.

Les auteurs Barcala et al. (2013) et Cho et al. (2012) ont utilisé la console Wii Fit® pour stimuler l'équilibre dynamique avec des mouvements fonctionnels dans des actions virtuelles, complétés par un biofeedback visuel imitant les mouvements effectués par le patient. Enfin, les informations concernant les interventions de nos cinq études ainsi que les instructions données aux patients (si celles-ci étaient précisées) sont résumées dans les Annexes VIII et IX.

5.4 Résultats des études retenues

Après avoir réalisé l'extraction des données pour chaque étude, nous observons une amélioration significative dans la plupart des groupes lors du test post-intervention et pour une majorité des outcomes considérés. Nous notons également que les groupes contrôles et expérimentaux de chaque étude ne présentent pas de différence significative ($p > 0.05$) avant l'intervention.

5.4.1 Paramètres spatio-temporels

Trois études (Kim et al., 2009 ; Cho & Lee, 2013a ; Cho & Lee, 2013b) traitent des paramètres spatio-temporels définis dans ce travail (longueur du pas, longueur du cycle, vitesse, cadence, temps d'appui unipodal), à l'exception de l'étude de Kim et al. (2009) qui n'aborde pas la vitesse.

Les résultats sont retranscrits de façon détaillée dans les Annexes X à XIV et sont illustrés dans les Figures 2 à 6. Le Tableau 2 regroupe les résultats des intervalles de changement.

La longueur du pas : Toutes les études relèvent une amélioration significative ($p < 0.05$) après l'intervention en faveur du groupe expérimental. La même amélioration significative ($p < 0.05$) pour le groupe contrôle est observée dans les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b). La comparaison intergroupes des intervalles de changement met en évidence une amélioration significative en faveur du groupe expérimental pour les études de Kim et al. (2009) ($p = 0.013$) et de Cho & Lee (2013a) ($p = 0.024$). L'étude de Cho & Lee (2013b) ne relève pas de différence intergroupes significative ($p = 0.054$) lors de la comparaison des intervalles de changement de ce paramètre spatial (Figure 2), [Annexe X].

La longueur du cycle : Les trois études observent une amélioration significative ($p < 0.05$) après l'intervention en faveur du groupe expérimental. La même amélioration significative ($p < 0.05$) pour le groupe contrôle est observée dans les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b). Seule l'étude de Cho & Lee (2013a) note une amélioration significative ($p = 0.018$) en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison intergroupes des intervalles de changement (Figure 3), [Annexe XI].

La vitesse : Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b) mettent en évidence les mêmes résultats : l'amélioration significative ($p < 0.05$) après l'intervention est valable tant pour le groupe contrôle que pour le groupe expérimental. Une différence significative ($p = 0.003$ pour l'étude de Cho & Lee (2013a) ; $p = 0.013$ pour l'étude de Cho & Lee (2013b)) en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison intergroupes des intervalles de changement est également observée (Figure 4), [Annexe XII].

La cadence : Tous les groupes contrôles et expérimentaux révèlent une amélioration significative ($p < 0.05$) après l'intervention, à l'exception du groupe contrôle de l'étude de Kim et al. (2009). La mise en évidence d'une différence significative intergroupes en faveur du groupe expérimental est valable pour les trois études ($p = 0.010$ pour l'étude de Kim et al. (2009) ; $p = 0.028$ pour l'étude de Cho & Lee (2013a) ; $p = 0.035$ pour l'étude de Cho & Lee (2013b)) (Figure 5), [Annexe XIII].

Le temps d'appui unipodal : Les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b) montrent un effet significatif ($p < 0.05$) entre le pré- et le post-test, tant pour le groupe contrôle que pour le groupe expérimental. Seule l'étude de Cho & Lee (2013a) rapporte une différence significative ($p = 0.026$) en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison intergroupes des intervalles de changement (Figure 6), [Annexe XIV].

Comparaison intergroupes des intervalles de changement

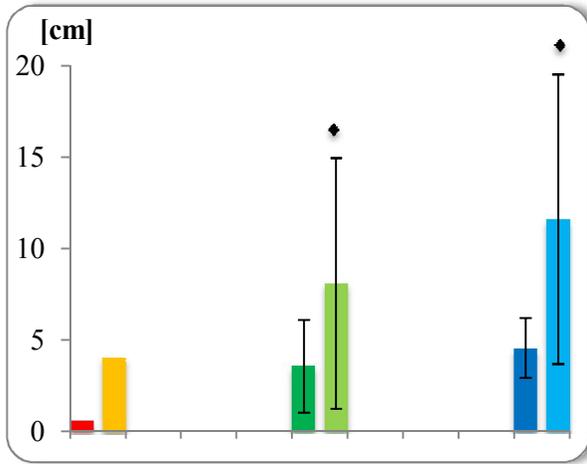


Figure 2. Longueur du pas

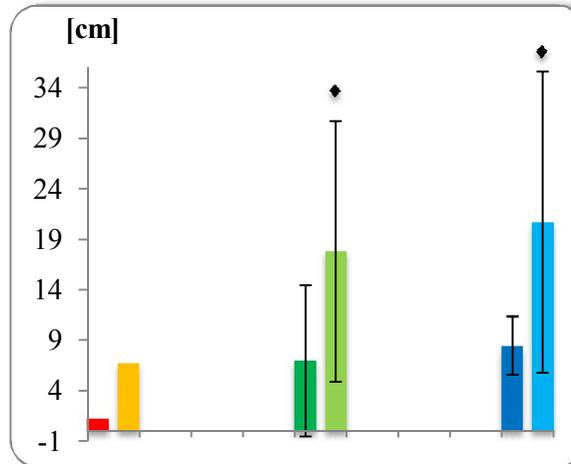


Figure 3. Longueur du cycle

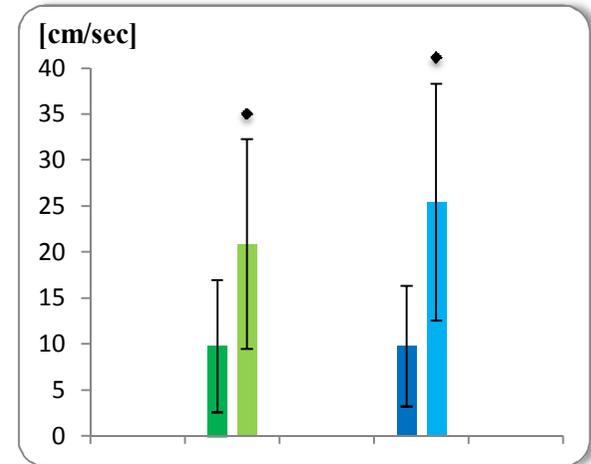


Figure 4. Vitesse

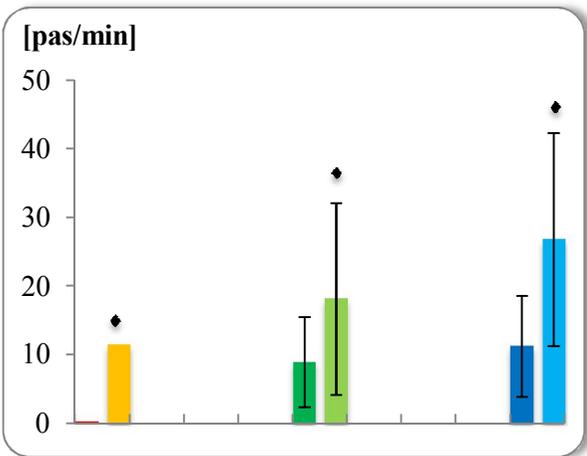


Figure 5. Cadence

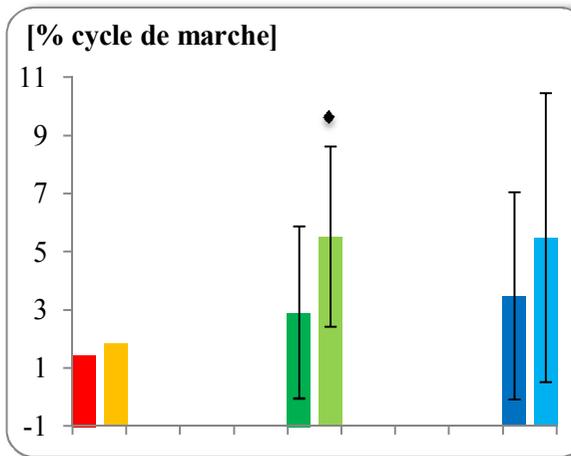
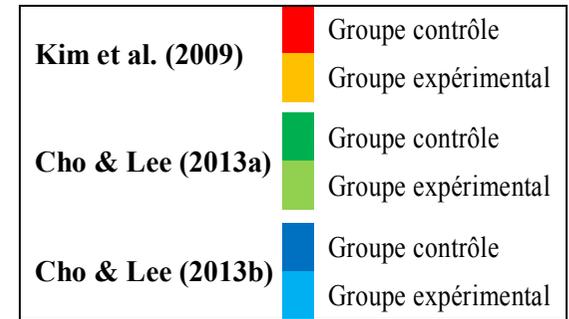


Figure 6. Temps d'appui unipodal



Déviations standards illustrées par les barres d'erreur

◆ Significatif ($p < 0.05$)

Tableau 2. Paramètres spatio-temporels - Intervalles de changement

Auteurs	Intervalles de changement		Résultats intergroupes	
	Groupe contrôle	Groupe expérimental	p-valeurs	
Kim et al. (2009)	0.59 ▪	4.05 ▪ *	En faveur du G-E	p = 0.013
	1.26 ▪	6.66 ▪	NS	p = 0.065
	0.25 ▪	11.34 ▪ *	En faveur du G-E	p = 0.010
	1.44 ▪	1.82 ▪	NS	p = 0.895
Cho & Lee (2013a)	3.57 (± 2.54)	8.09 (± 6.85) *	En faveur du G-E	p = 0.024
	6.95 (± 7.51)	17.81 (± 12.92) *	En faveur du G-E	p = 0.018
	9.75 (± 7.19)	20.85 (± 11.41) *	En faveur du G-E	p = 0.003
	8.83 (± 6.68)	18.08 (± 13.98) *	En faveur du G-E	p = 0.028
	2.90 (± 2.96)	5.51 (± 3.90) *	En faveur du G-E	p = 0.026
Cho & Lee (2013b)	3.47 (± 3.57)	5.47 (± 9.97)	NS	p = 0.054
	8.45 (± 2.90)	20.69 (± 14.91)	NS	p = 0.064
	9.74 (± 6.55)	25.40 (± 12.86) *	En faveur du G-E	p = 0.013
	11.11 (± 7.37)	26.71 (± 15.54) *	En faveur du G-E	p = 0.035
	4.57 (± 1.64)	11.60 (± 7.91)	NS	p = 0.154

Longueur du pas [cm]

Longueur du cycle de marche [cm]

Vitesse [cm/sec]

Cadence [pas/min]

Temps d'appui unipodal [% du cycle de marche]

* Différence intergroupes significative (p < 0.05) en faveur du groupe expérimental

▪ Calculé car non fourni par les études

NS Non significatif (p > 0.05)

G-E Groupe expérimental

5.4.1 Equilibre dynamique

Toutes les études traitent de l'équilibre dynamique, à l'exception de Kim et al. (2009) qui n'ont pas considéré le TUG, mais la BBS seule. Les résultats sont retranscrits de façon détaillée dans les Annexes XV et XVI et sont illustrés dans les Figures 7 et 8. Le Tableau 3 regroupe les résultats des intervalles de changement de la BBS et du TUG.

« *Berg Balance Scale* » : Après l'intervention, toutes les études montrent une amélioration significative ($p < 0.05$) entre le pré-test et le post-test, tant pour le groupe contrôle que pour le groupe expérimental. À l'exception de l'étude de Barcala et al. (2013), les études rapportent une différence significative en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison intergroupes des intervalles de changement ($p = 0.000$ pour l'étude de Kim et al. (2009) ; $p = 0.001$ pour l'étude de Cho & Lee (2013a) ; $p = 0.011$ pour l'étude de Cho & Lee (2013b) ; $p < 0.01$ pour l'étude de Cho et al. (2012)).

L'Annexe XV récapitule les résultats de la BBS avant et après l'intervention de chaque groupe contrôle et expérimental, ainsi que les résultats intergroupes. La Figure 7 et le Tableau 3 illustrent les intervalles de changements des deux groupes de chaque étude.

« *Timed Up and Go* » : Quatre études (Cho & Lee, 2013a ; Cho & Lee, 2013b ; Barcala et al., 2013 ; Cho et al., 2012) ont utilisé cet outil de mesure et notent un effet significatif ($p < 0.05$) entre le pré-test et le post-test pour chacun des groupes. De même, les études montrent une différence significative en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison intergroupes des intervalles de changement ($p = 0.001$ pour l'étude de Cho & Lee (2013a) ; $p = 0.013$ pour l'étude de Cho & Lee (2013b) ; $p < 0.001$ pour l'étude de Cho et al. (2012)), à l'exception de l'étude de Barcala et al. (2013).

L'Annexe XVI récapitule les résultats du TUG intra- et intergroupes, avant et après l'intervention. La Figure 8 illustre les intervalles de changements des deux groupes de chaque étude et le Tableau 3 récapitule les intervalles de changements des deux groupes de chaque étude.

Comparaison intergroupes des intervalles de changement

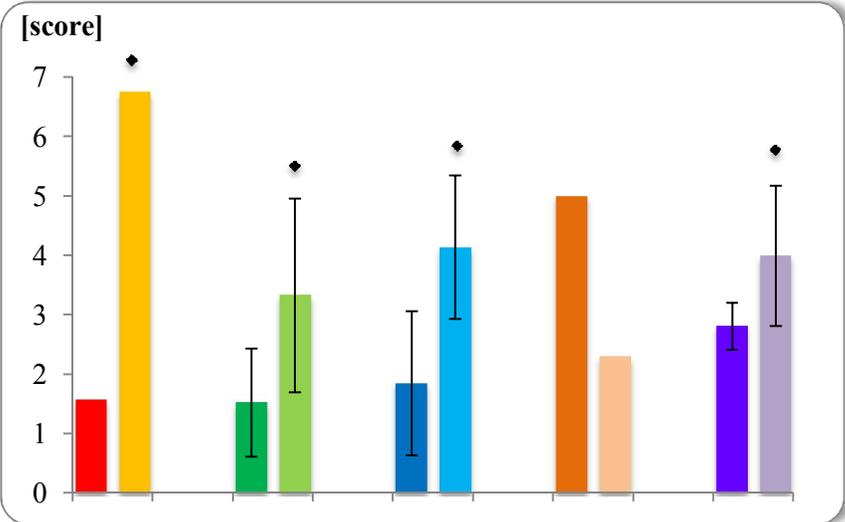


Figure 7. « Berg Balance Scale »

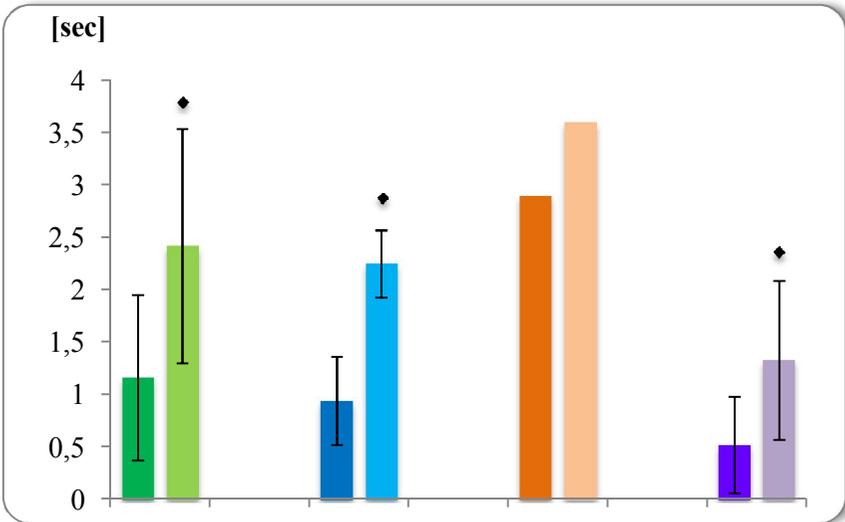


Figure 8. « Timed Up and Go »

Kim et al. (2009)	Cho & Lee (2013a)	Cho & Lee (2013b)	Barcala et al. (2013)	Cho et al. (2012)
Gr. contrôle	Gr. contrôle	Gr. contrôle	Gr. contrôle	Gr. contrôle
Gr. expérimental	Gr. expérimental	Gr. expérimental	Gr. expérimental	Gr. expérimental
Déviations standards illustrées par les barres d'erreur				
♦ Significatif (p < 0.05)				

Tableau 3. « Berg Balance Scale », « Timed Up and Go » - Intervalles de changement

Auteurs	Intervalles de changement		Résultats intergroupes	
	Groupe contrôle	Groupe expérimental	p-valeurs	
Kim et al. (2009)	1.58 ▪	6.75 ▪ *	En faveur du G-E	p = 0.000
	Non évalué	Non évalué	Non évalué	
Cho & Lee (2013a)	1.53 (± 0.91)	3.33 (± 1.63) *	En faveur du G-E	p = 0.001
	1.16 (± 0.79)	2.42 (± 1.12) *	En faveur du G-E	p = 0.001
Cho & Lee (2013b)	1.85 (± 1.21)	4.14 (± 1.21) *	En faveur du G-E	p = 0.011
	0.94 (± 0.42)	2.25 (± 0.32) *	En faveur du G-E	p = 0.013
Barcala et al. (2013)	5.00 ▪	2.30 ▪	En faveur du G-C	NS
	2.90 ▪	3.60 ▪	NS	
Cho et al. (2012)	2.81 (± 0.40)	4.00 (± 1.18) *	En faveur du G-E	p < 0.010
	0.52 (± 0.46)	1.33 (± 0.76) *	En faveur du G-E	p < 0.001

 Berg Balance Scale [/56 points]

 Timed Up and Go [sec]

* Différence intergroupes significative (p < 0.05) en faveur du groupe expérimental

▪ Calculé/déduit, non fourni par les études

NS Non significatif (p > 0.05)

G-E Groupe expérimental

G-C Groupe contrôle

6. Discussion

Les déficits physiques engendrés par les AVC ont des conséquences notoires sur les capacités et sur l'indépendance fonctionnelle des personnes touchées. Une nouvelle alternative dans le traitement de ces patients est l'utilisation de la RV ajoutée à une rééducation conventionnelle. Le but de cette revue était d'observer l'effet de l'ajout de la RV à la thérapie conventionnelle dans la réhabilitation de la marche et/ou de l'équilibre chez les patients hémiplésiques à la suite d'un AVC.

Les résultats obtenus après l'analyse de nos cinq études RCT sont favorables à l'ajout de la RV à une réhabilitation conventionnelle et exposent les effets positifs de cette nouvelle technologie sur la qualité de la marche et d'autant plus sur l'équilibre et la mobilité fonctionnelle. Un entraînement fonctionnel et ciblé à la marche, un temps total de thérapie plus conséquent et un outil de RV performant semblent influencer ces résultats. Seul le groupe expérimental de l'étude de Cho & Lee (2013a) a amélioré de façon significative tous les outcomes considérés dans notre revue.

En effet, les études proposant une utilisation conjointe du tapis de marche et de la RV ont obtenus des résultats positifs sur l'équilibre et les capacités de marche. Il a été démontré précédemment que l'utilisation unique du tapis de marche présentait des résultats bénéfiques sur les capacités locomotrices des patients post-AVC (Ada, Dean, Hall, Bampton & Crompton, 2003 ; Pohl, Mehrholz, Ritschel & Rückriem, 2002). Ainsi, dans les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b), le seul point qui diffère entre le groupe contrôle et le groupe expérimental est l'ajout de la RV à l'entraînement à la marche. C'est pourquoi, leurs résultats nous permettent de confirmer l'effet positif de la RV sur les capacités à la marche et sur l'équilibre.

Nous relevons parallèlement que quatre de nos études ont également mesuré l'équilibre statique. Seule l'étude de Kim et al. (2009) relève une amélioration significative du degré d'oscillation antéro-postérieure et médio-latérale en faveur du groupe expérimental. Cependant, nous ne pouvons pas lier ces résultats à ceux des trois autres études, ni généraliser l'effet de la RV sur l'équilibre statique.

6.1 Résumé des résultats et interprétation

Avant de nous concentrer sur les points forts et limites des études, nous jugeons utile de présenter et discuter les principaux résultats de la marche et de l'équilibre en les détaillant par outcome.

❖ *Longueur du pas et longueur du cycle de marche*

En comparant les trois études traitant de la longueur du pas et de la longueur du cycle de marche, nous notons une moindre amélioration des patients des deux groupes de Kim et al. (2009). Nous pensons que cela est dû à l'inégalité intergroupes du temps total des thérapies de cette étude, au type d'entraînement qui n'inclut pas le travail de la marche et au temps post-AVC dans lequel les patients se situent (25 mois). Ils peuvent alors avoir développé des compensations leur permettant d'être fonctionnels sans avoir une qualité de marche optimale.

De même, nous observons une amélioration encore plus légère pour le groupe contrôle de l'étude de Kim et al. (2009). Nous émettons l'hypothèse que le temps des séances est directement lié à ces résultats. Le groupe contrôle effectue 30 minutes de moins que le groupe expérimental.

❖ *Vitesse*

Les résultats relatifs à la vitesse ne concernent que les études de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b). Les populations et les interventions des groupes contrôles et expérimentaux de ces études se ressemblent considérablement et peuvent être aisément comparées. De plus, l'intervention des groupes contrôles détient le même temps de thérapie avec un entraînement à la marche sur tapis. L'amélioration significative pour les groupes expérimentaux nous permet ainsi de penser à un effet positif de la RV sur l'amélioration de la vitesse de marche. Cependant, cette amélioration, bien que significative, ne permet pas de classer les patients de ces deux études dans la catégorie de vitesse de marche confortable ou rapide (Viel, 2000). Ils obtiennent une moyenne respective de 74.16 (cm/sec) et de 79.67 (cm/sec) et restent dans une marche lente.

❖ *Cadence*

Les résultats obtenus correspondant à la mesure de la cadence montrent une amélioration significative pour les groupes expérimentaux des trois études après comparaison de leurs intervalles de changements respectifs. Cependant,

Kim et al. (2009) révèlent un intervalle de changement moins important à 11.34 pas/min, contre 18.08 pas/min pour Cho & Lee (2013a) et 26.71 pas/min pour Cho & Lee (2013b).

Encore une fois, nous mettons en avant la période post-AVC dans laquelle les patients de Kim et al. (2009) se trouvent, la différence de temps total des thérapies entre cette étude et celles de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b), ainsi que le type d'exercice effectué. De plus, toujours dans les résultats de Kim et al. (2009), les valeurs du groupe contrôle sont très basses. Les patients n'obtiennent qu'une amélioration moyenne de 0.25 pas/min. Cela est probablement dû à un temps de thérapie moindre pour le groupe contrôle que pour le groupe expérimental (10h40 contre respectivement 18h40).

Selon Viel (2000), les moyennes des cadences observées se classent dans la catégorie de vitesse de marche moyenne, ce qui ne correspond pas aux moyennes des vitesses décrites plus haut. Nous constatons également que les résultats, bien que significatifs, des trois études ne permettent pas de classer la cadence moyenne des patients dans une catégorie supérieure.

❖ *Temps d'appui unipodal*

Concernant le temps d'appui unipodal, nous observons une faible amélioration pour l'étude de Kim et al. (2009). Ces résultats peuvent être expliqués par le temps séparant les patients de l'AVC, d'éventuelles compensations dans leur stratégie de marche difficilement modifiable, ou par la durée totale des interventions (10h40 pour le groupe contrôle et 18h40 pour le groupe expérimental).

Notons que les études de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b) obtiennent toutes deux une amélioration significative dans leur groupe expérimental. Ceci est peut-être dû au travail fonctionnel de la marche sur tapis roulant. Cependant, après comparaison des intervalles de changement, seule l'étude Cho & Lee (2013a) révèle une différence significative pour le groupe expérimental. Ceci s'explique notamment par le fait que l'étude de Cho & Lee (2013a) comprend une plus grande population (15 patients par groupe) que celle de Cho & Lee (2013b) (7 patients par groupe).

❖ « *Berg Balance Scale* »

Nos cinq études ont utilisé la BBS comme mesure de l'équilibre fonctionnel évaluant notamment le risque de chute. Les deux groupes de l'étude de Kim et al. (2009) avaient déjà un haut score avant l'intervention, ce qui leur attribuait un « faible risque de

chute ». De plus, le groupe expérimental de Kim et al. (2009) a obtenu le meilleur résultat après comparaison inter-études des intervalles de changement. Ces résultats sont à l'opposé de ceux obtenus avec la mesure des paramètres spatio-temporels. Nous nous demandons s'il y a réellement une corrélation entre les paramètres spatio-temporels, l'indépendance fonctionnelle et le risque de chute.

Seule l'étude de Cho & Lee (2013b) n'obtient pas de résultat post-intervention suffisant pour classer les patients dans le « faible risque de chute ». Ceci peut s'expliquer par le fait qu'ils n'émettent pas de critères d'inclusion ou d'exclusion concernant les capacités fonctionnelles des patients. Cela peut également être lié à la période dans laquelle se trouvent les sujets (en moyenne à 10 mois post-AVC), soit le temps le plus court parmi les populations des quatre autres études. Seule l'étude de Barcala et al. (2013) obtient un résultat non significatif en faveur du groupe contrôle après comparaison des intervalles de changement, et ne fournit pas d'explication sur cette inversion des tendances. Cho et al. (2012) trouvent une amélioration significative en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison des intervalles de changement bien que leur intervention se soit basée sur un entraînement de l'équilibre en position statique.

❖ « *Timed Up and Go* »

Rappelons que le TUG est corrélé à la vitesse de marche et l'équilibre (Baker, 2013, p. 126). Dans nos études la vitesse est mesurée par le système GAITRite® et l'équilibre par la BBS. Dans les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b), nous avons effectivement observé que l'amélioration de la vitesse de marche et de l'équilibre est corrélée à l'amélioration du TUG. Cho et al. (2012) obtiennent une amélioration significative en faveur du groupe expérimental lors de la comparaison des intervalles de changement bien que leur intervention se soit basée sur un entraînement de l'équilibre en position statique.

Cependant, pour Barcala et al. (2013), les résultats du TUG sont opposés à ceux obtenus avec la BBS. En effet, le TUG révèle un effet non significatif en faveur du groupe expérimental, alors que la BBS démontre un effet non significatif en faveur du groupe contrôle. Ces résultats s'expliquent peut-être par le fait que les critères d'inclusion et d'exclusion des patients ne sont pas suffisamment précis. Par exemple, il ne figure pas de score ou d'échelle permettant d'évaluer le niveau cognitif ou l'indépendance fonctionnelle.

6.2 Limites et points forts de la qualité scientifique des études

Comme expliqué dans le chapitre « Résultats de l'évaluation de la qualité des études », toutes les RCT sélectionnées sont de bonne qualité avec un score PEDro supérieur ou égal à 7/10, à l'exception de l'étude de Cho et al. (2012) dont le score est de 6/10. Elles ont été approuvées par un comité d'éthique et tous les patients ont adhéré aux protocoles des études par un consentement éclairé. Bien qu'il s'agisse d'études de qualité, nous discutons dans ce chapitre des limites et des points forts de ces cinq RCT pouvant alors influencer ou expliquer les résultats.

6.2.1 Population

D'une manière générale, les auteurs ont pris un petit échantillon de population, impliquant de grandes déviations standards dans les résultats, et n'ont pas calculé la taille d'échantillon (« sample size calculation »). Ceci rend l'interprétation des résultats difficile, car l'influence du nombre de patients par groupe est importante. Nous ne pouvons alors pas généraliser les résultats à toute la population hémiplegique post-AVC.

❖ Critères d'inclusion et d'exclusion

Malgré un petit échantillon de population, les critères d'inclusion et d'exclusion des études sont pertinents. Les auteurs n'admettent pas les patients présentant des pathologies ou des troubles sans lien avec l'AVC pouvant interférer avec l'étude. Ils excluent également les patients présentant des troubles cognitifs sévères, pouvant ainsi limiter la capacité de compréhension et d'adaptation à l'intervention par RV.

Les études ont imposé un pré-requis fonctionnel aux sujets. Ce point fort est d'autant plus important pour l'étude de Kim et al. (2009) qui obtient une population de patients très spécifique : les sujets doivent pouvoir se tenir debout 30 minutes et marcher à l'extérieur de façon indépendante sur 30 mètres. À l'opposé, les patients de Barcala et al. (2013) doivent simplement être capable de rester dans une position orthostatique sans support, durant une durée indéterminée, alors que les auteurs ont choisi comme outcome l'équilibre fonctionnel et la mobilité fonctionnelle. L'étude de Cho & Lee (2013b) n'a quant à elle pas émis de critère fonctionnel, ce qui explique peut-être la différence de significativité des résultats avec celle de Cho & Lee (2013a), bien que leurs protocoles d'intervention soient similaires.

Concernant le temps post-AVC, les études présentent une bonne homogénéité intergroupes. Seule l'étude de Barcala et al. (2013) ne comprend pas ce critère d'inclusion et se retrouve avec une moyenne de 3 mois de plus pour le groupe contrôle. Ceci constitue un déséquilibre plus important que dans les autres études de ce travail et explique peut-être les divergences de résultats. Lors de la comparaison inter-études, nous relevons une légère différence. Dans l'étude de Kim et al. (2009), les patients des deux groupes sont en moyenne à 25 mois post-AVC, alors que dans les quatre autres études, ils se trouvent aux alentours de 13 mois.

Enfin, bien que ces critères soient complets, nous regrettons que les auteurs n'aient pas considéré d'éventuels antécédents de chute, sachant qu'il s'agit d'un événement récurrent, souvent en lien avec des troubles d'équilibre ou de la marche, et non sans conséquences (Harris, Eng, Marigold, Tokuno & Louis, 2005). D'autant plus qu'il semble y avoir une corrélation significative entre la vitesse de marche et la peur de tomber (Rosen et al., 2005).

6.2.2 Interventions

❖ Description

Comme décrit dans le chapitre « Résultats », les interventions expérimentales diffèrent entre les études : tapis de marche associé à la RV (Cho & Lee, 2013a ; Cho & Lee, 2013b), système de RV IREX® (Kim et al., 2009), système Wii Fit® avec une planche d'équilibre (Barcala et al., 2013 ; Cho et al., 2012). Ces dissemblances influent directement sur le travail de l'équilibre qui se fait alors de façon dynamique ou statique avec un effet potentiel sur les résultats.

Un point fort de l'étude de Kim et al. (2009) est la description détaillée des deux interventions : objectifs, types de stimulations, tâches effectuées et progression. Les thérapeutes ont effectivement adapté la difficulté selon les améliorations du patient. De même, ils ont progressivement diminué l'aide virtuelle pour les sujets du groupe expérimental. L'intensité et la progression dans les thérapies sont deux principes importants afin d'optimiser la plasticité neuronale et d'obtenir des résultats fonctionnels positifs (Levin et al., 2009, cités par Bowden et al., 2013).

Ce point fort est également visible dans les études de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b). Nous connaissons avec précision le matériel de RV employé, les vidéos projetées (sélection d'images dans l'étude) et les conditions de déroulement des

séances. Dans l'étude de Cho & Lee (2013b) le groupe contrôle utilise le même déroulement de traitement et reçoit les mêmes instructions concernant les mains courantes que le groupe expérimental. Cette reproductibilité intra- et intergroupes est un point fort de l'étude. En outre, ces deux études auraient pu tenter une synchronisation de la vitesse entre le tapis de marche et la vidéo.

Contrairement à l'intervention expérimentale, nous trouvons que la thérapie conventionnelle n'est pas suffisamment détaillée (sauf chez Kim et al. (2009)). Les auteurs ne font pas de réelle description des tâches, des types d'exercices ou des stimulations effectuées. Chez Barcala et al. (2013) et Cho et al. (2012), nous ignorons ce que comprend l'entraînement de l'équilibre statique et dynamique, ainsi que l'entraînement des activités fonctionnelles. Nous nous demandons si les entraînements et les niveaux proposés par le système Wii Fit® étaient adaptés aux capacités et aux besoins des patients. En effet, un entraînement moteur ciblé et adéquat aux besoins fonctionnels du patients est nécessaire pour l'amélioration des capacités fonctionnelles individuelles dans les AVQ (Arya, Pandian, Verma & Garg, 2011; Langhorne, Coupar & Pollock, 2009). L'étude de Barcala et al. (2013) propose seulement trois exercices différents sur toute la durée de l'intervention pour les patients du groupe expérimental, influençant évidemment la motivation. Enfin, la diversité des approches et des techniques conventionnelles utilisées peuvent également influencer les résultats.

De plus, les auteurs Cho & Lee (2013a) ont dit avoir eu de la difficulté à appliquer une intervention standard dans une salle de thérapie ouverte où l'environnement bruyant peut gêner le patient dans son interaction avec le monde projeté sur l'écran. Cependant, cela procure vraisemblablement un exercice intéressant pour les patients en vue de les habituer à un environnement agité comme c'est le cas au quotidien.

Les auteurs des cinq études ne sont pas très clairs quant à l'utilisation de moyens auxiliaires, de main courante à disposition du tapis de marche ou de port d'attelles. Toute aide ou encouragement donné aux patients comporte un biais dans le cadre d'une étude. Un protocole permettant d'évaluer et de répertorier l'aide apportée permettrait de savoir si cela a influencé l'amélioration des capacités fonctionnelles des patients ou non.

❖ *Durée et fréquence*

Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b) ont appliqué un temps de thérapie égal pour leurs groupes expérimentaux et contrôles. Ceci écarte un biais des résultats lors de la comparaison des deux interventions.

Seules les études de Cho & Lee (2013a) et Cho et al. (2012) précisent que les pauses effectuées durant la thérapie ne sont pas comptabilisées dans le temps de thérapie. Ainsi, les patients de Cho & al (2012) ont bénéficié de 30 minutes d'entraînement.

Lorsque l'on compare la durée totale des thérapies inter-études, les différences sont considérables. Les interventions varient entre 10h40 et 49 heures et leur durée passe de 4 à 6 semaines selon les études. La fréquence hebdomadaire et le temps des séances présentent également des différences. Nous observons cette même disparité de temps entre le groupe contrôle et le groupe expérimental de Kim et al. (2009), Barcala et al. (2013) et Cho et al. (2012). Les groupes expérimentaux de ces études bénéficient de séances de 30 minutes supplémentaires par rapport aux groupes contrôles. Un tel déséquilibre intra- et inter-études peut être source de biais dans les résultats.

Nous regrettons un manque de clarté de la part de Cho et al. (2012) concernant la durée de leurs interventions. En effet, deux informations contradictoires sur le temps, la fréquence et la durée sont présentes. Ainsi, nous ne savons pas quel temps de thérapie accorder au groupe expérimental.

6.2.3 Outils de mesure

L'un des points forts de nos cinq RCT est l'utilisation d'outils de mesure validés et pertinents (système GAITRite®, BBS, TUG). Cependant, Barcala et al. (2013) ne donnent pas de précision quant à la façon d'évaluer les patients avec la BBS et le TUG. Pour le système GAITRite®, Kim et al. (2009) n'indiquent pas si un protocole de prise de mesure a été respecté, contrairement aux études de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b). En effet, ces derniers précisent avoir imposé une distance de 3 mètres avant et après le tapis de marche pour limiter les effets d'accélération et de décélération.

Malheureusement, aucune étude n'effectue de suivi à long terme. De plus, seules les études de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b) sont précises quant au moment exact des tests pré- et post-intervention. Nous nous demandons si un possible apprentissage entre les deux tests peut influencer l'amélioration des résultats.

6.2.4 Résultats

Pour l'ensemble de nos études, les résultats sont présentés sous forme de tableaux bien structurés, facilitant leur compréhension. Les auteurs s'intéressent à la comparaison des intervalles de changement, quel que soit l'outcome étudié, nous permettant ainsi de voir l'évolution des groupes contrôles et expérimentaux, et d'évaluer l'efficacité de l'ajout de la RV à la rééducation conventionnelle.

Cependant, Barcala et al. (2013) ne font pas figurer les valeurs d'intervalles de changement dans leur tableau de résultats et ne donnent pas les p-valeurs dans l'explication de ceux-ci. Les auteurs n'expliquent pas non plus les résultats obtenus avec la BBS et le TUG, bien qu'ils fassent partie de leurs outils de mesure principaux. De même, dans leur étude figure un Flowchart montrant un follow-up de 7 semaines, or il n'y en a aucune mention dans le texte. De plus, nous ne savons pas si les tests post-intervention ont alors été effectués à la 7^e semaine ou après les 5 semaines d'intervention.

6.2.5 Discussion

Finalement, les auteurs de ces cinq RCT présentent des discussions pertinentes sur la marche, l'équilibre et la RV. Cho & Lee (2013b) abordent par exemple une question intéressante : la RV semble améliorer la marche, mais est-ce grâce à la VWTRW, à l'utilisation d'animation virtuelle ou d'une capture vidéo ? De même, est-ce le tapis de marche qui améliore les capacités du patient ou l'ajout de la vidéo ? Cho & Lee (2013b) concluent en affirmant que davantage d'études sont nécessaires afin de comparer le VWTRW et la RV usant d'animation ou de capture vidéo.

6.3 Confrontation à la littérature

Notre revue de la littérature s'est intéressée à la rééducation de la marche et de l'équilibre des patients hémiplegiques à l'aide de la RV. Les résultats nous amènent à conclure à un effet bénéfique de l'ajout de cette nouvelle technologie à la rééducation conventionnelle. Malgré des résultats significatifs, l'amélioration des patients des groupes expérimentaux n'est que peu pertinente d'un point de vue clinique. De plus, notre travail se concentre uniquement sur cinq études, dont les limites qualitatives inhérentes à chacune diminuent l'interprétation et la valeur des résultats obtenus.

Nous confrontons au point suivant notre travail aux revues de la littérature actuelle ainsi qu'aux deux études exclues en fin de sélection.

6.3.1 Revues de la littérature

Nous avons trouvé cinq revues systématiques de la littérature en lien avec notre problématique (Holden, 2005 ; Crosbie, Lennon, Basford & McDonough, 2007 ; Deutsch & Mirelman, 2007 ; Laver, George, Thomas, Deutsch & Crotty, 2012 ; Moreira, de Amorim Lima, Ferraz & Benedetti Rodrigues, 2013). Toutes concluent que la RV est un outil stimulant et sécuritaire (très peu d'effets adverses relevés) pour la réhabilitation des patients hémiplésiques post-AVC. Elles mentionnent tout de même un manque d'études réalisées ainsi que des problèmes de conception et de puissance des études, ne permettant pas d'évaluer l'effet réel de la RV.

Bien que nos conclusions soient semblables à ces revues systématiques, notre revue se distingue par ces différents points : le type de design des études incluses, les dates de publications des études, le choix des mots-clés de l'équation de recherche, l'évaluation qualitative des études, le choix des outcomes considérés et le type d'intervention choisi.

Nous considérons la revue systématique la plus récente, datant de 2013 (Moreira et al., 2013). Cette revue s'intéresse à des outils de mesure similaires (système GAITRite®, BBS) et inclut une étude que nous avons également sélectionnée (Kim et al., 2009). Cependant, les auteurs ont utilisé des équations de recherches différentes et ont arrêté leurs recherches en 2011. Nous avons ainsi des méthodologies de recherche distinctes, tout comme des choix de critères d'inclusion et d'exclusion différents.

La revue de Moreira et al. (2013), a inclus quatre études intégrant des patients post-AVC et appliquant une intervention de RV. Toutes les études n'étaient pas comparables à cause du type de RV utilisée et des thérapies parfois ajoutées (par exemple : thérapie conventionnelle). Néanmoins, cette revue observe une amélioration significative pour la vitesse de marche, la distance et le temps de marche en communauté. Des inégalités de temps de thérapie intra- et inter-études, des systèmes de RV différents selon les études ainsi qu'une RV associée à d'autres thérapies rendent difficile l'interprétation d'un possible effet isolé de la RV. Les principales critiques faites aux études retenues sont une rigueur méthodologique inadéquate et les points exposés ci-dessus.

6.3.2 Études exclues

Nous exposons en ce point les résultats des deux études que nous avons exclues.

Après comparaison des intervalles de changement du TUG, Rajaratnam et al. (2013) n'obtient pas de différences significatives. Toutefois, les deux groupes (contrôle et expérimental) se sont améliorés de façon significatives ($p = 0.028$).

Concernant la BBS, les résultats ne révèlent aucun effet significatif pour aucun des groupes. Ces résultats peuvent être expliqués notamment par le court laps de temps séparant les patients de leur AVC (moyenne à 15 jours post-AVC). De plus, les deux interventions (conventionnelle et expérimentale) ne sont que très peu décrites. Nous n'avons pas d'informations concernant la durée des interventions, l'intensité des thérapies, les aides ou orthèses employées, les jeux choisis sur le système Wii Fit® ou les temps de pauses. De même, le peu d'explications sur les interventions ne nous permettent pas de relier ces résultats à ceux obtenus dans notre revue.

Les résultats de l'étude de Jung et al. (2012) révèlent une amélioration significative ($p < 0.05$) pour le TUG dans les deux groupes. Seul le groupe expérimental obtient des résultats significatifs ($p < 0.05$) à ce test après comparaison des intervalles de changement. Dans cette étude les deux interventions (contrôle et expérimentale) sont comparables. En effet, le temps, la fréquence et la durée des thérapies sont égaux. De plus, les deux groupes portaient un harnais de sécurité (sans soutien) et suivaient un entraînement sur tapis de marche. Le groupe expérimental bénéficiait en plus de la RV, par un dispositif porté sur la tête. Nous pouvons donc observer l'effet significatif de la RV sur le TUG chez une population de patients post-AVC et avec antécédents de chute.

Les résultats de l'étude de Jung et al. (2012) vont dans le même sens que ceux obtenus dans notre revue de la littérature. Cependant, il ne s'agit pas tout à fait d'une population semblable (patients post-AVC avec antécédents de chute) et nous ne pouvons alors pas amalgamer nos résultats. De plus, il aurait été intéressant d'avoir un autre paramètre de mesure objectivable pour pouvoir observer ou non une différence avec la thérapie conventionnelle et peut-être ainsi relier davantage leurs résultats aux nôtres. Malheureusement, ce n'est pas le cas de l'étude de Jung et al. (2012).

6.4 La réalité virtuelle : réflexions et discussion

6.4.1 Réalité virtuelle et « motor learning »

Comme indiqué dans le cadre théorique, la réhabilitation des patients hémipariés à la suite d'un AVC comprend des concepts importants et indispensables (TOT, répétition, intensité) pour améliorer la neuroplasticité (Saposnik & Levin, 2011) et « maximiser le gain fonctionnel » (Takeuchi & Izumi, 2013). Ces éléments basés sur le « motor learning » sont-ils pris en compte lors des traitements par RV et dans les cinq études de cette revue de la littérature ?

La thérapie par la RV fait appel aux émotions du patient grâce aux jeux suggérés par le programme de réhabilitation. De même, l'indispensable participation active du patient (Johansson, 2011) se retrouve dans les diverses activités proposées par la RV. Nos études ne mentionnent pas la compliance des patients, mais évoquent l'aspect motivationnel et ludique de ce moyen de traitement.

Il est cependant important que l'entraînement soit ciblé, répétitif et intense afin d'inciter la plasticité neuronale (Saposnik & Levin, 2011) et faciliter la réorganisation corticale (Jang et al., 2005). Les exercices spécifiques de la réhabilitation à la marche des études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b) sont plus pertinents de par l'entraînement direct de cette fonction via la RV et le tapis de marche. L'étude de Kim et al. (2009) propose également un entraînement intéressant avec des jeux stimulant un entraînement musculaire précis. En effet, plus les stimuli sensoriels sont identiques à ceux produits lors de la marche, meilleure sera la récupération (Richards et al., 1999, cités par Brosseau et al., 2006; Thirumala, Hier & Patel, 2002). De plus, la tâche doit être constamment intéressante et stimulante, sans mettre le patient en échec (frustration, peur) (Cameirão, Badia, Oller & Verschure, 2010). Ainsi, Cameirão et al. (2010) affirment que la RV produit des scénarios pouvant être spécifiques aux besoins et offre une adaptation instantanée de la tâche selon les propriétés du programme. Cependant, cette approche individualisée et ajustée aux capacités du patient (Adamovich, Fluet, Tunik & Merians, 2009) n'est pas toujours possible. En effet, Cho et al. (2012) expriment leur difficulté à adapter le niveau de jeu en fonction de la sévérité de l'atteinte et des capacités individuelles d'équilibre.

La répétition d'une tâche via différentes activités est tout aussi importante. Ces mouvements répétés engagent un processus de résolution de problèmes basé sur

l'apprentissage. Ils permettent de fournir un feed-back implicite à la plasticité neuronale et de modifier les représentations corticales motrices (Birkenmeier, Prager & Lang, 2010 ; Bowden et al., 2013 ; Laver et al., 2012). En revanche, l'intensité se distingue de la fréquence des séances de traitement et des répétitions par une augmentation des besoins neuro-moteurs et aérobiques (Bowden et al., 2013). Selon Hornby et al. (2011), l'amélioration de la fonction de la marche dépend notamment d'un rendement cardio-respiratoire efficace et ce, via une vitesse plus grande que la vitesse choisie spontanément (Macko et al., 2005). Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b), ayant demandé aux patients de marcher à une vitesse confortable, n'ont peut-être pas obtenu une intensité de traitement suffisante.

De plus, la réacquisition de la marche nécessite une pratique dans un contexte environnemental changeant et multi-sensoriel (Fung et al., 2004). Au quotidien, les patients se déplaceront dans des environnements bruyants et sur différents types de terrains, rencontrant des obstacles et des situations difficiles. Laver et al. (2012) et Döbrössy & Dunnett (2001) insistent sur le fait que les patients hémiplegiques post-AVC doivent entraîner la marche dans un environnement enrichi, stimulant et motivant, pour les préparer au mieux à la marche intérieure et extérieure.

Nous avons vu dans le cadre théorique que le feedback multi-sensoriel joue un rôle important dans l'apprentissage moteur (Johansson, 2011). Dans le cas spécifique d'un feedback renforcé par la RV, il a été observé que de tels environnements optimisent l'apprentissage de tâches complexes chez des sujets sains et engendrent un impact positif sur la récupération après un AVC (Cameirão et al., 2010).

Finalement, le système des neurones miroirs a un rôle important dans la réadaptation de patients hémiplegiques. En effet, l'apprentissage moteur est facilité par l'observation du mouvement à effectuer (« modeling ») (Merians, Tunik & Adamovich, 2009). Dans le cadre de la RV, les neurones miroirs des patients sont activés lorsqu'ils voient des mouvements via le système de RV.

Nous pouvons donc affirmer que les cinq RCT ont utilisé un moyen de traitement prenant en compte les principes du « motor learning ».

6.4.2 Types de réalité virtuelle

Dans nos études, nous avons vu qu'il existe différents types d'outils et de systèmes de RV. Les études de Barcala et al. (2013) et de Cho et al. (2012) emploient le programme Wii Fit®, initialement élaboré pour être un jeu à domicile et non spécifique à la rééducation. Cet outil a les avantages d'être meilleur marché, plus accessible (Saposnik & Levin, 2011) et facilement transportable (Barcala et al., 2013) comparé aux autres installations de RV (avec ou sans tapis de marche). De même, la Wii cible davantage le travail du contrôle postural et de l'équilibre statique, a contrario de la RV avec tapis de marche qui travaille plus l'équilibre dynamique et la marche.

L'entraînement sur tapis roulant semble être plus efficace pour améliorer les paramètres de la marche (Laufer, Dickstein, Chevez & Marcovitz, 2001) : amélioration de la symétrie en phase oscillante, de la longueur du pas, de la vitesse (Dawes et al., 2008, cités par Takeuchi & Izumi, 2013) et de l'alignement du tronc et du genou en phase d'appui (Lindquist et al., 2007). Nous l'observons dans les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b), par rapport à l'étude de Kim et al. (2009) qui n'utilise pas le tapis de marche et qui n'améliore pas autant les paramètres spatio-temporels.

Les études de Cho & Lee (2013a) et Cho & Lee (2013b) combinent alors deux outils pertinents pour la réhabilitation à la marche et observent des progrès significatifs. Sachant que le tapis de marche a prouvé son efficacité, nous nous demandons si l'amélioration est due au tapis de marche ou à l'ajout de la RV. Jung et al. (2012) se sont intéressés à la comparaison « tapis de marche versus tapis de marche et RV », mais chez une population de patients hémiplegiques post-AVC et présentant des antécédents de chute. Ils ont tout de même relevé une amélioration significative du TUG pour le groupe ayant effectué l'intervention avec RV.

Enfin, en plus du tapis de marche, nous nous demandons si le fait d'utiliser des vidéos du monde réel apporte un avantage à la thérapie par rapport à Kim et al. (2009) qui utilisent une RV via images de synthèses. Le chapitre suivant, traitant du transfert du virtuel au réel, apporte réflexions et références permettant de répondre à cette question.

6.4.3 Transfert du virtuel au réel

Nous savons que plus les stimulations lors des thérapies sont proches de la marche, plus la récupération est grande (Brosseau et al., 2006). Selon Weiss et al. (2006), la RV permet une stimulation dans les conditions du monde réel. L'attribution de sens et de performance liée à l'activité produite permet au patient de s'entraîner en se séparant temporairement des barrières de l'environnement. Ce processus a pour but d'augmenter la participation du patient dans le monde réel (Weiss et al., 2004). Il peut ainsi utiliser la RV comme un « moyen d'apprécier ses faiblesses et ses forces » (Marzano et al., 2007, p. 258).

Le but n'est pas de faire oublier les limites du corps au patient, mais de travailler avec ses propres limites afin d'améliorer ses capacités physiques. C'est pourquoi, il est important de différencier la thérapie du jeu : « Deux imaginaires s'opposent en fait, celui de la cyberréalité construit autour de l'univers fantasmagorique de la toute-puissance – corps sans viande –, et celui de la science qui envisage la virtualité, dans le cadre d'une réalité augmentée qui permet de mieux appréhender les limites du corps en le prolongeant par un dispositif technique complémentaire (...) » (Marzano et al., 2007, p. 257).

Il est vrai que les jeux employés en RV ont été initialement conçus pour le divertissement, et non pas pour la réhabilitation des patients ayant eu un AVC. Néanmoins, ces jeux impliquent une technologie innovante permettant d'améliorer le niveau d'activité physique des sujets atteints d'incapacités chroniques (Cho et al., 2012). Le dispositif utilisé et l'environnement créé pour les thérapies sont tels qu'ils permettent une transférabilité de l'activité virtuelle vers le monde réel (Weiss et al., 2004).

Kizony, Katz & Weiss (2004) ont proposé un modèle pour la RV dans la réhabilitation, en se basant sur la terminologie de la CIF, et en abordant les notions de « présence », de « phase de transfert » et de « monde réel » [Annexe XVII].

La « phase d'interaction » entre l'utilisateur de la RV et l'environnement virtuel est influencée par les caractéristiques personnelles du patient, les caractéristiques de l'environnement virtuel, les types de plateforme et de technologie employés, la nature et les demandes de la tâche. C'est au thérapeute de choisir l'environnement optimal pour le patient. Le sens de « présence » dépend donc de cette capacité d'immersion dans le monde virtuel. Comme le but de la réhabilitation est d'améliorer les fonctions dans le

monde réel, une « phase de transfert » est nécessaire. Il s'agit de transférer les compétences et les tâches entraînées dans un environnement virtuel vers le monde réel. Ceci implique effectivement d'avoir des capacités cognitives conservées. Enfin, la dernière étape consiste à aider le patient à achever sa participation dans le monde réel, en surmontant, adaptant ou minimisant les barrières environnementales.

Mais à quel point le virtuel est-il proche du réel ? De nombreux auteurs ont comparé le monde virtuel au monde réel, et les avis sont partagés. Par exemple, Jack et al. (2001) ont décrit les résultats positifs initiaux montrant le possible transfert de compétences dans le monde réel. Il se peut que des différences dans la présence, la motivation, ou d'autres facteurs influent sur les habitudes de déplacement. Sisto, Forrest & Glendinning (2002) relèvent un problème de transfert de la tâche entraînée de la RV au monde réel. La RV permet d'explorer des stratégies sensorielles, motrices et visuelles, importantes pour le mouvement. Elle peut cependant ralentir la récupération lorsque le transfert des performances motrices au monde réel ne se fait pas de façon optimale.

Toutefois, Viau, Feldman, McFadyen & Levin (2004) ont constaté que les mouvements dans une tâche virtuelle étaient similaires à ceux d'une tâche comparable réalisée dans le monde réel. Holper et al. (2010) affirment qu'il a été démontré par imagerie motrice que la stimulation corticale créée lors de l'utilisation de la RV est semblable à un mouvement spontané. Cependant, dans le cadre du « modeling », Adamovich et al. (2009) stipulent que l'observation d'une tâche virtuelle recrute moins de circuits neuronaux que l'observation de tâches réelles. Ainsi, en plus de l'utilisation du tapis de marche permettant un entraînement fonctionnel ciblé à la marche, l'emploi des vidéos du monde réel dans les études de Cho & Lee (2013a) et de Cho & Lee (2013b) semble avoir une influence sur l'amélioration de la marche et de l'équilibre en comparaison de l'étude de Kim et al. (2009).

Nous estimons toutefois que les patients exposés à des environnements complexes peuvent entraîner précocement de multiples aspects de capacités motrices, nécessitant peu d'espace et en toute sécurité (Fung, Richards, Malouin, McFadyen, & Lamontagne, 2006). La RV leur permet alors non seulement de s'entraîner à anticiper et à réagir face à des événements comme s'ils étaient réels (Steuer, 1992), mais aussi de ré-apprendre et de ré-automatiser des gestes ou tâches familières sans contraintes (Weiss et al., 2004), quel que soit le type de RV utilisé (vidéo du monde réel ou images de synthèse).

6.5 Implication clinique

Il existe de nombreuses techniques largement utilisées dans le domaine de la neuro-réhabilitation, surtout lors de la prise en charge des patients ayant eu un AVC. Il semble ne pas y avoir de supériorité d'une approche ou d'une autre concernant les outcomes fonctionnels chez les patients post-AVC (Saposnik & Levin, 2011), mais l'une des limitations des techniques conventionnelles est la baisse de motivation des patients. Il est donc important d'élargir et de varier les moyens de traitement. Tout comme Kizony et al. (2004), nous voyons alors la RV comme un outil de travail supplémentaire offrant une stimulation novatrice et motivante pour les patients, bien qu'elle ait aussi le risque de ne plus intéresser les utilisateurs au bout de quelques semaines. Cette nouvelle technologie n'a pas pour prétention de remplacer les approches thérapeutiques, mais de s'ajouter à celles-ci afin de promouvoir l'apprentissage moteur et l'évolution fonctionnelle des patients.

La présence, le feedback et la stimulation auditive ou kinesthésique des physiothérapeutes restent indispensables. En effet, nous estimons que les physiothérapeutes doivent s'accorder aux besoins et aux variabilités individuelles des patients et ne pas se limiter à une seule approche (Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN), 2010). Il est important de tenir compte d'un pronostic précis et d'un plan de traitement avec des stratégies rééducatives individualisées favorisant la réorganisation appropriée selon le degré de déficiences motrices initiales (Takeuchi & Izumi, 2013). Malgré une préférence à utiliser des moyens thérapeutiques simples, l'utilisation de la RV peut être tout à fait adéquate lorsque des objectifs thérapeutiques précis ont été déterminés pour des patients présentant des capacités motrices et cognitives adaptées à cette technologie. En effet, les résultats de cette revue ne peuvent pas être appliqués à tous les patients post-AVC. Les auteurs ne considèrent que des patients chroniques se trouvant entre 10 et 25 mois après l'AVC et présentant un certain niveau de capacités fonctionnelles.

Toutefois, nous pensons que des programmes adaptés à la neuro-réhabilitation doivent être créés et développés pour être encore plus efficaces. Il s'agit de générer de nouvelles collaborations entre professionnels de la santé, ingénieurs et informaticiens pour agir dans la même direction. Cependant, le coût d'une installation de RV spécifique à la réhabilitation (excepté la Wii) et les conditions d'utilisation peuvent limiter l'emploi de cette nouvelle technologie dans les centres de rééducation.

6.6 Pistes pour de futures recherches

Suite aux remarques adressées à nos cinq études et à la critique de nos résultats, nous proposons des pistes pour les recherches à venir. Comme mentionné précédemment, de futures études avec cette même haute qualité méthodologique (RCT) et de plus grandes populations permettraient d'appuyer les résultats obtenus dans cette revue. Nous estimons également nécessaire de calculer un échantillon de taille afin d'augmenter la puissance statistique des études et leur pertinence clinique. De plus, l'ajout de la RV mériterait d'être observé à différents stades post-AVC et lors d'un suivi à long terme dans le but d'intervenir dans la période la plus propice et de comparer l'impact fonctionnel de cet outil dans le temps.

Comme relevé par Cho & Lee (2013b), de futures études comparant l'impact des vidéos du monde réel à celui d'images de synthèses seraient pertinentes pour l'amélioration de cette nouvelle technologie.

De nombreuses études utilisent le système GAITRite® pour mesurer les paramètres spatio-temporels. Nous suggérons de prendre également en compte les paramètres biomécaniques grâce au système VICON® qui permet l'évaluation objective de la qualité de la marche. Il utilise des capteurs disposés sur différentes articulations du patient et mesure donc les amplitudes de mouvement durant la marche (Kirtley, Whittle & Jefferson, 1985). C'est un système qui reste onéreux, ce qui explique pourquoi très peu d'études l'utilisent. Ces deux systèmes associés fourniraient une analyse complète et complexe de la marche des patients post-AVC. Ceci permettrait de mieux cibler la thérapie par RV, en précisant davantage la création des interfaces et des stimulations spécifiquement conçues pour la réhabilitation des patients post-AVC. Une évaluation des coûts d'installation et des conditions d'utilisation de ces nouvelles technologies serait bien évidemment nécessaire.

Les paramètres vitaux ainsi que la capacité d'adaptation à l'effort sont des outcomes supplémentaires qui pourraient également avoir leur intérêt dans la réhabilitation à la marche du patients ayant eu un AVC. En effet, Hornby et al. (2011) ont montré une corrélation entre la capacité d'adaptation à l'effort et la capacité de marche. Enfin, il ne faut pas négliger la perception du patient sur ses capacités et ses limitations. L'appréciation de l'ajout de la RV aux thérapies conventionnelles devrait inclure une appréciation des fonctions, des activités et de la participation sociale (Saposnik & Levin, 2011) en intégrant une évaluation de la qualité de vie.

6.7 Points forts et limites de la revue

Cette revue de la littérature a été réalisée selon une systématique méthodologique fiable, intégrant cinq RCT récentes et de bonne qualité. Le fait d'avoir choisi ce design d'études nous assurait un niveau de preuve plus élevé. Les études sélectionnées ont utilisé des outils de mesure similaires et validés, ce qui a permis de pouvoir comparer leurs résultats aisément. Nous avons ainsi représenté les résultats de façon claire, ce qui facilite l'observation d'effets significatifs en faveur des groupes employant la RV.

Cependant, nous trouvons quelques limites à notre propre revue de la littérature. Nous avons fait le choix d'observer les résultats de certains paramètres spatio-temporels. En les considérant séparément et sans avoir eu accès aux données brutes, nous ne pouvions malheureusement pas interpréter correctement ces résultats. De plus, nous nous sommes intéressées aux comparaisons des intervalles de changement. Toutes les études ne présentaient pas ce résultat. Lorsque c'était le cas, nous l'avons donc déduit, malheureusement sans pouvoir calculer la p-valeur associée. Ainsi, ces intervalles de changement n'ont eu que peu d'impact.

Parmi nos cinq études, trois ont les mêmes auteurs principaux (Cho & Lee, 2013a ; Cho & Lee, 2013b ; Cho et al., 2012). Nous avons envoyé un courrier électronique aux auteurs le 13 janvier 2014 pour savoir si les études intégraient les mêmes patients, mais nous sommes restées sans réponse. Nous pensons toutefois qu'il ne s'agit pas des mêmes populations. En effet, l'étude de Cho & Lee (2013a) semble avoir été faite après celle de Cho & Lee (2013b) et contient des critères d'exclusion divergents. De même, l'étude de Cho et al. (2012) présente des critères de sélection ainsi que des interventions très différentes des deux autres. Nous estimons de ce fait que la forte qualité de ces études, malgré la présence d'auteurs similaires, reste pertinente.

Toutefois, nous trouvons la comparaison inter-études quelque peu limitée. Les interventions conventionnelles étaient souvent imprécises et les interventions expérimentales divergentes les unes des autres pour nous permettre de les lier aux résultats de façon causale.

Malgré un regard critique à l'égard de nos études, nous considérons notre revue de la littérature pertinente, de part le haut niveau d'études incluses et nos réflexions portées sur la RV, la marche, l'équilibre et la réhabilitation des patients hémiplegiques post-AVC.

7. Conclusion

L'un des buts principaux lors de la prise en charge des patients hémipariés à la suite d'un AVC est de leur rendre un maximum d'autonomie et de participation dans les AVQ. De ce fait, la marche et l'équilibre se présentent alors comme deux fonctions indispensables. Les thérapies conventionnelles utilisées en neuro-réhabilitation sont très diversifiées et offrent un large choix d'approches et de techniques pour les physiothérapeutes. Ceci permet de prendre en compte les variabilités individuelles dans les déficits des sujets afin d'ajuster leur prise en charge.

La RV, faisant partie des nouvelles technologies développées ces dernières années dans le domaine de la réhabilitation, apparaît comme étant un nouveau moyen de traitement. Cet outil consiste en un dispositif très intéressant concernant les stimulations motrices et fonctionnelles grâce à un feedback multi-sensoriel instantané. De plus, les aspects ludiques, fonctionnels et motivationnels de la RV permettent une stimulation corticale et un réapprentissage moteur pertinents.

Les preuves de l'efficacité de la RV ajoutée à une thérapie conventionnelle dans le cadre de la réhabilitation à la marche et/ou de l'équilibre chez les patients hémipariés à la suite d'un AVC restent néanmoins limitées. Basée sur les résultats de notre revue, la thérapie incluant la RV présente des améliorations significatives en comparaison d'une rééducation conventionnelle seule. Il est cependant nécessaire d'interpréter ces résultats avec une certaine prudence. En effet, le manque de rigueur dans les explications (détails des traitements), les petites populations et le stade post-AVC des patients des études concernées pondèrent les résultats obtenus dans cette revue.

Enfin, de futures recherches sont nécessaires afin de définir le type de RV le plus approprié à la population de patients hémipariés post-AVC et d'évaluer plus rigoureusement l'impact et le rapport « coût-bénéfice » de cet outil à long terme dans la rééducation de la marche et de l'équilibre chez les patients hémipariés post-AVC.

8. Références bibliographiques

Ada, L., Dean, C. M., Hall, J. M., Bampton, J., & Crompton, S. (2003). A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *84*(10), 1486-1491.

Adamovich, S. V., Fluet, G. G., Tunik, E., & Merians, A. S. (2009). Sensorimotor training in virtual reality: a review. *NeuroRehabilitation*, *25*(1), 29-44.

Allet, L., Leemann, B., Guyen, E., Murphy, L., Monnin, D., Herrmann, F. R., & Schnider, A. (2009). Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *90*(8), 1408-1413.

Arias, P., Robles-García, V., Sanmartín, G., Flores, J., & Cudeiro, J. (2012). Virtual reality as a tool for evaluation of repetitive rhythmic movements in the elderly and Parkinson's disease patients. *PloS one*, *7*(1), e30021.

Arya, K. N., Pandian, S., Verma, R., & Garg, R. K. (2011). Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: a review. *Journal of bodywork and movement therapies*, *15*(4), 528-537.

Baker, R. (2013) *Measuring Walking. A Handbook of Clinical Gait Analysis*. London: Mac Keith Press.

Barcala, L., Grecco, L. A. C., Colella, F., Lucareli, P. R. G., Salgado, A. S. I., Oliveira, C. S. (2013). Visual Biofeedback Balance Training Using Wii Fit after Stroke: a Randomized Controlled Trial. *Journal of Physical Therapy Science*, *25*, 1027-1032.

Barclay-Goddard, R., Stevenson, T., Poluha, W., Moffatt, M. E., & Taback, S. P. (2004). Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*, *4*.

Beauchamp, M. K., Skrela, M., Southmayd, D., Trick, J., Kessel, M. V., Brunton, K., Inness, E., & McIlroy, W. E. (2009). Immediate effects of cane use on gait symmetry in individuals with subacute stroke. *Physiotherapy Canada*, *61*(3), 154-160.

Belda-Lois, J. M., Mena-del Horno, S., Bermejo-Bosch, I., Moreno, J. C., Pons, J. L., Farina, D., Iosa, M., Molinari, M., Tamburella, F., Ramos, A., Caria, A., Socila-Escalante, T., Brunner, C.m & Rea, M. (2011). Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8(1), 66.

Belgen, B., Beninato, M., Sullivan, P. E., & Narielwalla, K. (2006). The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(4), 554-561.

Biller, J. (2012). Practical neurology. LWW.

Bilney, B., Morris, M., & Webster, K. (2003). Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait & posture*, 17(1), 68-74.

Birkenmeier, R. L., Prager, E. M., & Lang, C. E. (2010). Translating animal doses of task-specific training to people with chronic stroke in 1-hour therapy sessions: a proof-of-concept study. *Neurorehabilitation and neural repair*, 24(7), 620-635.

Blum, L., & Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*, 88(5), 559-566.

Bohannon, R. W., & Walsh, S. (1992). Nature, reliability, and predictive value of muscle performance measures in patients with hemiparesis following stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 73(8), 721-725.

Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 29(2), 64.

Bowden, M. G., Woodbury, M. L., & Duncan, P. W. (2013). Promoting neuroplasticity and recovery after stroke: future directions for rehabilitation clinical trials. *Current opinion in neurology*, 26(1), 37-42.

Brosseau, L., Wells, G. A., Finestone, H. M., Egan, M., Dubouloz, C. J., Graham, I., Casimiro, Lynn., Robinsons, Vivian A., Bilodeau, M. & McGowan, J. (2006). Ottawa panel evidence-based clinical practice guidelines for post-stroke rehabilitation. *Topics in stroke rehabilitation*, 13(2), 1-269.

Burdea, G. C. (2003). Virtual rehabilitation-benefits and challenges. *Methods of Information in Medicine-Methodik der Information in der Medizin*, 42(5), 519-523.

Burdea, G. C., & Coiffet, P. (2006). Virtual Reality Technology. *International Journal of e-Collaboration*, 2(1), 61-64.

Cameirão, M. S., Badia, S. B., Oller, E. D., & Verschure, P. F. M. J. (2010). Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 7(1), 48.

Centre pour la Physiothérapie Fondée sur les Preuves. Institut australien « The George Institute for Global Health » (2014). *Bienvenue sur PEDro*. [Base de données] Accès <http://www.pedro.org.au/french/>

Cho, K. H., Lee, K. J., & Song, C. H. (2012). Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 228(1), 69-74.

Cho, K. H., & Lee, W. H. (2013). Virtual Walking Training Program Using a Real-world Video Recording for Patients with Chronic Stroke: A Pilot Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(5), 371-384.

Cho, K. H., & Lee, W. H. (2013). Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: A randomized controlled trial. *Gait & posture*, 39(1), 523-528.

Cohen, H., Blatchly, C. A., & Gombash, L. L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical Therapy*, 73(6), 346-351.

Crosbie, J. H., Lennon, S., Basford, J. R., & McDonough, S. M. (2007). Virtual reality in stroke rehabilitation: still more virtual than real. *Disability & Rehabilitation*, 29(14), 1139-1146.

de Morton, N. A. (2009). The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: a demographic study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 55(2), 129-133.

Deutsch, J. E., & Mirelman, A. (2007). Virtual reality-based approaches to enable walking for people poststroke. *Topics in stroke rehabilitation*, 14(6), 45.

Dick, J. P., Guiloff, R. J., Stewart, A., Blackstock, J., Bielawska, C., Paul, E. A., & Marsden, C. D. (1984). Mini-mental state examination in neurological patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 47(5), 496-499.

Döbrössy, M. D., & Dunnett, S. B. (2001). The influence of environment and experience on neural grafts. *Nature Reviews Neuroscience*, 2(12), 871-879.

Graham, J. V., Eustace, C., Brock, K., Swain, E., & Irwin-Carruthers, S. (2009). The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Topics in stroke rehabilitation*, 16(1), 57-68.

Fung, J., Malouin, F., McFadyen, B. J., Comeau, F., Lamontagne, A., Chapdelaine, S., ... & Richards, C. L. (2004, September). Locomotor rehabilitation in a complex virtual environment. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 2, pp. 4859-4861). IEEE.

Fung, J., Richards, C. L., Malouin, F., McFadyen, B. J., & Lamontagne, A. (2006). A treadmill and motion coupled virtual reality system for gait training post-stroke. *CyberPsychology & behavior*, 9(2), 157-162.

Goldie, P. A., Matyas, T. A., & Evans, O. M. (2001). Gait after stroke: initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(8), 1057-1065.

Gontijo, L. B., Pereira, P. D., Neves, C. D. C., Santos, A. P., Machado, D. D. C. D., & Bastos, V. H. D. V. (2012). Evaluation of Strength and Irradiated Movement Pattern Resulting from Trunk Motions of the Proprioceptive Neuromuscular Facilitation. *Rehabilitation research and practice*, 2012.

Grau, A. J., Weimar, C., Bugge, F., Heinrich, A., Goertler, M., Neumaier, S., ... & Diener, H. C. (2001). Risk Factors, Outcome, and Treatment in Subtypes of Ischemic Stroke The German Stroke Data Bank. *Stroke*, 32(11), 2559-2566.

Harris, J. E., Eng, J. J., Marigold, D. S., Tokuno, C. D., & Louis, C. L. (2005). Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. *Physical therapy*, 85(2), 150-158.

Hindle, K. B., Whitcomb, T. J., Briggs, W. O., & Hong, J. (2012). Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF): Its Mechanisms and Effects on Range of Motion and Muscular Function. *Journal of human kinetics*, 31(1), 105-113.

Holden, M. K., Gill, K. M., & Magliozzi, M. R. (1986). Gait assessment for neurologically impaired patients Standards for outcome assessment. *Physical therapy*, 66(10), 1530-1539.

Holden, M. K. (2005). Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychology & behavior*, 8(3), 187-211.

Holper, L., Muehleman, T., Scholkmann, F., Eng, K., Kiper, D., & Wolf, M. (2010). Testing the potential of a virtual reality neurorehabilitation system during performance of observation, imagery and imitation of motor actions recorded by wireless functional near-infrared spectroscopy (fNIRS). *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 7(1), 57.

Hornby, T. G., Straube, D. S., Kinnaird, C. R., Holleran, C. L., Echaz, A. J., Rodriguez, K. S., ... & Narducci, E. A. (2011). Importance of specificity, amount, and intensity of locomotor training to improve ambulatory function in patients poststroke. *Topics in stroke rehabilitation*, 18(4), 293-307.

Jaffe, D. L., Brown, D. A., Pierson-Carey, C. D., Buckley, E. L., & Lew, H. L. (2004). Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41.

Jang, S. H., You, S. H., Hallett, M., Cho, Y. W., Park, C. M., Cho, S. H., ... & Kim, T. H. (2005). Cortical reorganization and associated functional motor recovery after virtual reality in patients with chronic stroke: an experimenter-blind preliminary study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(11), 2218-2223.

Jack, D., Boian, R., Merians, A. S., Tremaine, M., Burdea, G. C., Adamovich, S. V., ... & Poizner, H. (2001). Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 9(3), 308-318.

Johansson, B. B. (2011). Current trends in stroke rehabilitation. A review with focus on brain plasticity. *Acta Neurologica Scandinavica*, 123(3), 147-159.

Joseph, P. A., Sorita, É., Douguet, A. S., Le Guiet, J. L., Taruella, A., Mazaux, J. M., & Klinger, E. (2010). Rééducation des troubles des fonctions exécutives et de l'attention après AVC.

Jung, J., Yu, J., & Kang, H. (2012). Effects of virtual reality treadmill training on balance and balance self-efficacy in stroke patients with a history of falling. *Journal of Physical Therapy Science*, 24(11), 1133-1136.

Kim, J. H., Jang, S. H., Kim, C. S., Jung, J. H., & You, J. H. (2009). Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88(9), 693-701.

Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288

Kizony, R., Katz, N., & Weiss, P. L. (2004, September). Virtual reality based intervention in rehabilitation: relationship between motor and cognitive abilities and performance within virtual environments for patients with stroke. In *Proc. 5th Int. Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies* (pp. 19-26).

Klinger, E. (2006). *Apports de la réalité virtuelle à la prise en charge de troubles cognitifs et comportementaux* (Doctoral dissertation, Télécom ParisTech).

Krasovsky, T., Lamontagne, A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2013). Reduced gait stability in high-functioning poststroke. *J Neurophysiol*, 109, 77-88.

Kuys, S. S., Brauer, S. G., & Ada, L. (2011). Test-retest reliability of the GAITRite system in people with stroke undergoing rehabilitation. *Disability and rehabilitation*, 33(19-20), 1848-1853.

Langhorne, P., Coupar, F., & Pollock, A. (2009). Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 8(8), 741-754.

Laufer, Y., Dickstein, R., Chefez, Y., & Marcovitz, E. (2001). The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 38(1).

Laver, K., George, S., Thomas, S., Deutsch, J. E., & Crotty, M. (2012). Virtual reality for stroke rehabilitation. *Stroke*, 43(2), e20-e21.

Le Diberder, A. (2002). Histoire des jeux vidéo.

Légeron, P., Roy, S., Klinger, E., Chemin, I., Lauer, F., André, C., ... & Nugues, P. (2003). Thérapie par Réalité Virtuelle dans la phobie sociale: Etude préliminaire auprès de 36 patients. *Journal de thérapie comportementale et cognitive*, 13(3), 113-127.

Letho, N., Marley, T., Ezekiel, H.J., Wishart, L.R., Lee, T.d., Jarus, T. (2001). Application of motor learning principles: The physiotherapy client as a problem-solver. IV. Future directions. *Physiotherapy Canada*, 109-114.

Lewek, M. D., Bradley, C. E., Wutzke, C. J., & Zinder, S. M. (2013). The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *Journal of applied biomechanics*.

Lindquist, A. R., Prado, C. L., Barros, R. M., Mattioli, R., Da Costa, P. H. L., & Salvini, T. F. (2007). Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. *Physical therapy*, 87(9), 1144-1154.

Macko, R. F., Ivey, F. M., Forrester, L. W., Hanley, D., Sorkin, J. D., Katzell, L. I., ... & Goldberg, A. P. (2005). Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke a randomized, controlled trial. *Stroke*, 36(10), 2206-2211.

Maher, C. G., Sherrington, C., Herbert, R. D., Moseley, A. M., & Elkins, M. (2003). Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Physical therapy*, 83(8), 713-721.

Marieb, E. N. & Hoehn, K. (2010). *Anatomie et Physiologie humaines* (8^e éd.). Saint-Laurent : ERPI.

Marzano, M., Le Breton, D., Benoist, J., Jouannet, P., Dejours, C., & Dreifuss-Netter, F. (2007). Dictionnaire du corps.

Merians, A. S., Tunik, E., & Adamovich, S. V. (2009). Virtual reality to maximize function for hand and arm rehabilitation: exploration of neural mechanisms. *Stud Health Technol Inform*, 145, 109-125.

Morone, G., Fusco, A., Iosa, M., & Paolucci, S. (2013). Walking training after stroke: improvements keeping our feet on the ground. *Chinese Journal of Contemporary Neurology and Neurosurgery*, 13(4), 263-265.

Moreira, M. C., de Amorim Lima, A. M., Ferraz, K. M., & Benedetti Rodrigues, M. A. (2013). Use of virtual reality in gait recovery among post stroke patients-a systematic literature review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 8(5), 357-362.

Murphy, T. H., & Corbett, D. (2009). Plasticity during stroke recovery: from synapse to behaviour. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(12), 861-872.

Nudo, R. J. (2007). Postinfarct cortical plasticity and behavioral recovery. *Stroke*, 38(2), 840-845.

Organisation Mondiale de la Santé (OMS). (2002). Global burden of stroke. In OMS *Atlas of Heart Disease and Stroke* (p. 50). [Brochure] Accès : http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/cvd_atlas_15_burden_stroke.pdf

Paci, M. (2003). Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies. *Journal of rehabilitation medicine*, 35(1), 2-7.

Ploughman, M. (2002). A review of brain neuroplasticity and implications for the physiotherapeutic management of stroke. *Physiotherapy Canada*, 54(3), 164-176.

Pohl, M., Mehrholz, J., Ritschel, C., & Rückriem, S. (2002). Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients A randomized controlled trial. *Stroke*, 33(2), 553-558.

Raine, S. (2007). The current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23(3), 137-152.

Raine, S., Meadows, L., Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept: theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. Oxford: Wiley-Blackwell.

Rajaratnam, B. S., Gui KaiEn, J., Lee JiaLin, K., SweeSin, K., Sim FenRu, S., Enting, L., ... & Teo SiaoTing, S. (2013). Does the Inclusion of Virtual Reality Games within Conventional Rehabilitation Enhance Balance Retraining after a Recent Episode of Stroke?. *Rehabilitation research and practice*, 2013.

Rensink, M., Schuurmans, M., Lindeman, E., & Hafsteinsdottir, T. (2009). Task-oriented training in rehabilitation after stroke: systematic review. *Journal of advanced nursing*, 65(4), 737-754.

Rosen, E., Sunnerhagen, K. S., & Kreuter, M. (2005). Fear of falling, balance, and gait velocity in patients with stroke. *Physiotherapy theory and practice*, 21(2), 113-120.

Saposnik, G., & Levin, M. (2011). Virtual Reality in Stroke Rehabilitation A Meta-Analysis and Implications for Clinicians. *Stroke*, 42(5), 1380-1386.)

Schaechter, J. D. (2004). Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. *Progress in neurobiology*, 73(1), 61.

Schardt, C., Adams, M. B., Owens, T., Keitz, S., & Fontelo, P. (2007). Utilization of the PICO framework to improve searching PubMed for clinical questions. *BMC medical informatics and decision making*, 7(1), 16.

Schmid, A., Duncan, P. W., Studenski, S., Lai, S. M., Richards, L., Perera, S., & Wu, S. S. (2007). Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke*, 38(7), 2096-2100.

Schultheis, M. T., & Rizzo, A. A. (2001). The application of virtual reality technology in rehabilitation. *Rehabilitation Psychology, 46*(3), 296-311.

Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN). (2010). Management of patients with stroke : rehabilitation, prevention and management of complications, and discharge planning : a national clinical guideline. N. 118[Guidelines]. Edinburgh (Scotland): Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN).

Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical therapy, 80*(9), 896-903.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: Translating Research into Clinical Practice* (4e éd.). Lippincott: Williams & Wilkins.

Sisto, S. A., Forrest, G. F., & Glendinning, D. (2002). Virtual reality applications for motor rehabilitation after stroke. *Topics in stroke rehabilitation, 8*(4), 11-23.

Souchard, P. (2011). *Rééducation posturale globale. RPG – La méthode*. Paris : Elsevier Masson SAS.

Steuer, J. (1992). Defining virtual reality: Dimensions determining telepresence. *Journal of communication, 42*(4), 73-93.

Stevenson, T. J. (2001). Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Australian Journal of Physiotherapy, 47*(1), 29-42.

Stokes, M. & Stack, E. (2013). *Physical management for neurological conditions* 3rd edition. Churchill Livingstone.

Takeuchi, N. & Izumi, S. (2013). Rehabilitation with Poststroke Motor Recovery : A Review with a Focus on Neural Plasticity. *Hindawa Publishing Corporation. Stroke Research and Treatment, 2013*.

Thirumala, P., Hier, D. B., & Patel, P. (2002). Motor recovery after stroke: lessons from functional brain imaging. *Neurological research, 24*(5), 453-458.

Titianova, E. B., & Tarkka, I. M. (1995). Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of rehabilitation research and development*, 32, 236-236.

Truelsen, T., Piechowski-Józwiak, B., Bonita, R., Mathers, C., Bogousslavsky, J., & Boysen, G. (2006). Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. *European journal of neurology*, 13(6), 581-598.

Tyson, S. F., Hanley, M., Chillala, J., Selley, A., & Tallis, R. C. (2006). Balance disability after stroke. *Physical therapy*, 86(1), 30-38.

University of Michigan Virtual Reality Laboratory at the College of Engineering. (2008) *Virtual Reality : A Short Introduction*.

Accès : <http://www.umich.edu/~vrl/intro/index.html>

Van de Port, I. G., Kwakkel, G., & Lindeman, E. (2008). Community ambulation in patients with chronic stroke: how is it related to gait speed?. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(1), 23-27.

Viau A., Feldman A. G., McFadyen B. J., Levin M. F. (2004). Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 1(11).

Viel, E. (2000). *La marche humaine, la course et le saut: biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements* (Vol. 9). Elsevier Masson.

Villiger, M., Bohli, D., Kiper, D., Pyk, P., Spillmann, J., Meilick, B., ... & Eng, K. (2013). Virtual Reality–Augmented Neurorehabilitation Improves Motor Function and Reduces Neuropathic Pain in Patients With Incomplete Spinal Cord Injury. *Neurorehabilitation and neural repair*.

Wade, E., & Winstein, C. J. (2011). Virtual reality and robotics for stroke rehabilitation: where do we go from here?. *Topics in stroke rehabilitation*, 18(6), 685-700.

Walker, C., Brouwer, B. J., & Culham, E. G. (2000). Use of visual feedback in retraining balance following acute stroke. *Physical therapy*, 80(9), 886-895.

Webster, K. E., Wittwer, J. E., & Feller, J. A. (2005). Validity of the GAITRite walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait & posture*, 22(4), 317-321.

Weiss, P. L., Rand, D., Katz, N., & Kizony, R. (2004). Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1(1), 12.

Weiss, P. L., Kizony, R., Feintuch, U., & Katz, N. (2006). Virtual reality in neurorehabilitation. *Textbook of neural repair and neurorehabilitation*, 2, 182-197.

World Health Organization (2001). *International Classification of Functioning, Disability and Health*. Geneva: World Health Organization.

9. Tables des illustrations

9.1 Figures

Figure 1. Flowchart.....	20
Figure 2. Longueur du pas.....	26
Figure 3. Longueur du cycle.....	26
Figure 4. Vitesse.....	26
Figure 5. Cadence.....	26
Figure 6. Temps d'appui unipodal.....	26
Figure 7. « Berg Balance Scale ».....	29
Figure 8. « Timed Up and Go ».....	29

9.2 Tableaux

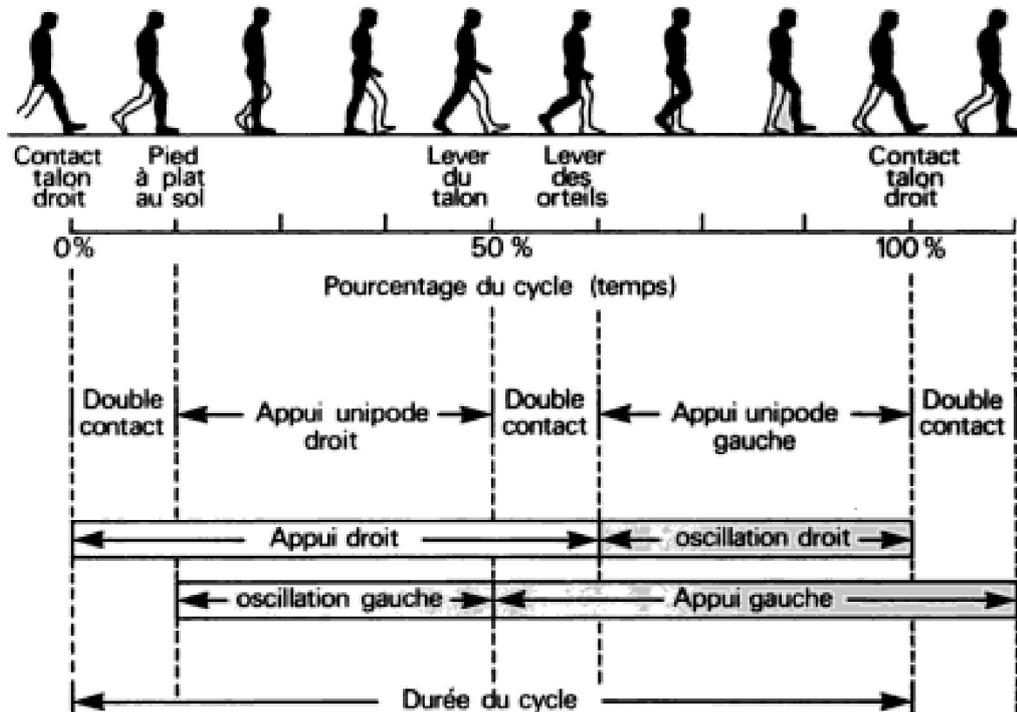
Tableau 1. Scores selon l'échelle PEDro (Extrait de l'Annexe V).....	21
Tableau 2. Paramètres spatio-temporels - Intervalles de changement.....	27
Tableau 3. « Berg Balance Scale », « Timed Up and Go » - Intervalles de changement.....	30

Annexes

Annexe I	Cycle de marche de Viel (2000)
Annexe II.....	« Berg Balance Scale »
Annexe III.....	Equations de recherche
Annexe IV.....	Grille d'évaluation PEDro
Annexe V.....	Grille d'évaluation réalisée selon les critères de l'Échelle PEDro
Annexe VI.....	Généralités des études
Annexe VII.....	Populations
Annexe VIII.....	Interventions et mesures
Annexe IX.....	Interventions détaillées (traduction libre)
Annexe X.....	Longueur du pas – Tableau de résultats
Annexe XI.....	Longueur du cycle – Tableau de résultats
Annexe XII.....	Vitesse – Tableau de résultats
Annexe XIII.....	Cadence – Tableau de résultats
Annexe IV.....	Temps d'appui – Tableau de résultats
Annexe XV.....	« Berg Balance Scale » – Tableau de résultats
Annexe XVI.....	« Timed Up and Go » – Tableau de résultats
Annexe XVII.....	Modèle de RV en réhabilitation

Annexe I – Cycle de marche de Viel (2000)

Extrait de Viel (2000), p. 18



Annexe II – Berg Balance Scale

Extrait de American Academy Health and Fitness. (2014). *Berg Balance Scale*.

Accès : http://www.aahf.info/pdf/Berg_Balance_Scale.pdf

Berg Balance Scale

The Berg Balance Scale (BBS) was developed to measure balance among older people with impairment in balance function by assessing the performance of functional tasks. It is a valid instrument used for evaluation of the effectiveness of interventions and for quantitative descriptions of function in clinical practice and research. The BBS has been evaluated in several reliability studies. *A recent study of the BBS, which was completed in Finland, indicates that a change of eight (8) BBS points is required to reveal a genuine change in function between two assessments among older people who are dependent in ADL and living in residential care facilities.*

Description:

14-item scale designed to measure balance of the older adult in a clinical setting.

Equipment needed: Ruler, two standard chairs (one with arm rests, one without), footstool or step, stopwatch or wristwatch, 15 ft walkway

Completion:

Time: 15-20 minutes

Scoring: A five-point scale, ranging from 0-4. "0" indicates the lowest level of function and "4" the highest level of function. Total Score = 56

Interpretation:

- 41-56 = low fall risk
- 21-40 = medium fall risk
- 0 –20 = high fall risk

A change of 8 points is required to reveal a genuine change in function between 2 assessments.

Berg Balance Scale

Name: _____ Date: _____

Location: _____ Rater: _____

ITEM DESCRIPTION	SCORE (0-4)
Sitting to standing	_____
Standing unsupported	_____
Sitting unsupported	_____
Standing to sitting	_____
Transfers	_____
Standing with eyes closed	_____
Standing with feet together	_____
Reaching forward with outstretched arm	_____
Retrieving object from floor	_____
Turning to look behind	_____
Turning 360 degrees	_____
Placing alternate foot on stool	_____
Standing with one foot in front	_____
Standing on one foot	_____

Total _____

GENERAL INSTRUCTIONS

Please document each task and/or give instructions as written. When scoring, please record the lowest response category that applies for each item.

In most items, the subject is asked to maintain a given position for a specific time. Progressively more points are deducted if:

- the time or distance requirements are not met
- the subject's performance warrants supervision
- the subject touches an external support or receives assistance from the examiner

Subject should understand that they must maintain their balance while attempting the tasks. The choices of which leg to stand on or how far to reach are left to the subject. Poor judgment will adversely influence the performance and the scoring.

Equipment required for testing is a stopwatch or watch with a second hand, and a ruler or other indicator of 2, 5, and 10 inches. Chairs used during testing should be a reasonable height. Either a step or a stool of average step height may be used for item # 12.

Berg Balance Scale

SITTING TO STANDING

INSTRUCTIONS: Please stand up. Try not to use your hand for support.

- 4 able to stand without using hands and stabilize independently
- 3 able to stand independently using hands
- 2 able to stand using hands after several tries
- 1 needs minimal aid to stand or stabilize
- 0 needs moderate or maximal assist to stand

STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Please stand for two minutes without holding on.

- 4 able to stand safely for 2 minutes
- 3 able to stand 2 minutes with supervision
- 2 able to stand 30 seconds unsupported
- 1 needs several tries to stand 30 seconds unsupported
- 0 unable to stand 30 seconds unsupported

If a subject is able to stand 2 minutes unsupported, score full points for sitting unsupported. Proceed to item #4.

SITTING WITH BACK UNSUPPORTED BUT FEET SUPPORTED ON FLOOR OR ON A STOOL

INSTRUCTIONS: Please sit with arms folded for 2 minutes.

- 4 able to sit safely and securely for 2 minutes
- 3 able to sit 2 minutes under supervision
- 2 able to sit 30 seconds
- 1 able to sit 10 seconds
- 0 unable to sit without support 10 seconds

STANDING TO SITTING

INSTRUCTIONS: Please sit down.

- 4 sits safely with minimal use of hands
- 3 controls descent by using hands
- 2 uses back of legs against chair to control descent
- 1 sits independently but has uncontrolled descent
- 0 needs assist to sit

TRANSFERS

INSTRUCTIONS: Arrange chair(s) for pivot transfer. Ask subject to transfer one way toward a seat with armrests and one way toward a seat without armrests. You may use two chairs (one with and one without armrests) or a bed and a chair.

- 4 able to transfer safely with minor use of hands
- 3 able to transfer safely definite need of hands
- 2 able to transfer with verbal cuing and/or supervision
- 1 needs one person to assist
- 0 needs two people to assist or supervise to be safe

STANDING UNSUPPORTED WITH EYES CLOSED

INSTRUCTIONS: Please close your eyes and stand still for 10 seconds.

- 4 able to stand 10 seconds safely
- 3 able to stand 10 seconds with supervision
- 2 able to stand 3 seconds
- 1 unable to keep eyes closed 3 seconds but stays safely
- 0 needs help to keep from falling

STANDING UNSUPPORTED WITH FEET TOGETHER

INSTRUCTIONS: Place your feet together and stand without holding on.

- 4 able to place feet together independently and stand 1 minute safely
- 3 able to place feet together independently and stand 1 minute with supervision
- 2 able to place feet together independently but unable to hold for 30 seconds
- 1 needs help to attain position but able to stand 15 seconds feet together
- 0 needs help to attain position and unable to hold for 15 seconds

Berg Balance Scale continued...

REACHING FORWARD WITH OUTSTRETCHED ARM WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Lift arm to 90 degrees. Stretch out your fingers and reach forward as far as you can. (Examiner places a ruler at the end of fingertips when arm is at 90 degrees. Fingers should not touch the ruler while reaching forward. The recorded measure is the distance forward that the fingers reach while the subject is in the most forward lean position. When possible, ask subject to use both arms when reaching to avoid rotation of the trunk.)

- 4 can reach forward confidently 25 cm (10 inches)
- 3 can reach forward 12 cm (5 inches)
- 2 can reach forward 5 cm (2 inches)
- 1 reaches forward but needs supervision
- 0 loses balance while trying/requires external support

PICK UP OBJECT FROM THE FLOOR FROM A STANDING POSITION

INSTRUCTIONS: Pick up the shoe/slipper, which is in front of your feet.

- 4 able to pick up slipper safely and easily
- 3 able to pick up slipper but needs supervision
- 2 unable to pick up but reaches 2-5 cm (1-2 inches) from slipper and keeps balance independently
- 1 unable to pick up and needs supervision while trying
- 0 unable to try/needs assist to keep from losing balance or falling

TURNING TO LOOK BEHIND OVER LEFT AND RIGHT SHOULDERS WHILE STANDING

INSTRUCTIONS: Turn to look directly behind you over toward the left shoulder. Repeat to the right. (Examiner may pick an object to look at directly behind the subject to encourage a better twist turn.)

- 4 looks behind from both sides and weight shifts well
- 3 looks behind one side only other side shows less weight shift
- 2 turns sideways only but maintains balance
- 1 needs supervision when turning
- 0 needs assist to keep from losing balance or falling

TURN 360 DEGREES

INSTRUCTIONS: Turn completely around in a full circle. Pause. Then turn a full circle in the other direction.

- 4 able to turn 360 degrees safely in 4 seconds or less
- 3 able to turn 360 degrees safely one side only 4 seconds or less
- 2 able to turn 360 degrees safely but slowly
- 1 needs close supervision or verbal cuing
- 0 needs assistance while turning

PLACE ALTERNATE FOOT ON STEP OR STOOL WHILE STANDING UNSUPPORTED

INSTRUCTIONS: Place each foot alternately on the step/stool. Continue until each foot has touched the step/stool four times.

- 4 able to stand independently and safely and complete 8 steps in 20 seconds
- 3 able to stand independently and complete 8 steps in > 20 seconds
- 2 able to complete 4 steps without aid with supervision
- 1 able to complete > 2 steps needs minimal assist
- 0 needs assistance to keep from falling/unable to try

STANDING UNSUPPORTED ONE FOOT IN FRONT

INSTRUCTIONS: (DEMONSTRATE TO SUBJECT) Place one foot directly in front of the other. If you feel that you cannot place your foot directly in front, try to step far enough ahead that the heel of your forward foot is ahead of the toes of the other foot. (To score 3 points, the length of the step should exceed the length of the other foot and the width of the stance should approximate the subject's normal stride width.)

- 4 able to place foot tandem independently and hold 30 seconds
- 3 able to place foot ahead independently and hold 30 seconds
- 2 able to take small step independently and hold 30 seconds
- 1 needs help to step but can hold 15 seconds
- 0 loses balance while stepping or standing

STANDING ON ONE LEG

INSTRUCTIONS: Stand on one leg as long as you can without holding on.

- 4 able to lift leg independently and hold > 10 seconds
- 3 able to lift leg independently and hold 5-10 seconds
- 2 able to lift leg independently and hold \geq 3 seconds
- 1 tries to lift leg unable to hold 3 seconds but remains standing independently.
- 0 unable to try of needs assist to prevent fall

TOTAL SCORE (Maximum = 56)

Annexe III – Equations de recherche

Embase

("Physical therapy modalities" OR Physiotherapy OR Rehabilitation) AND ("Virtual reality" OR "Virtual feedback" OR "Virtual therapy" OR "Virtual reality exposure therapy") AND (Stroke OR Paresis OR Hemiplegia) AND ("Timed up and go" OR TUG OR "Berg Balance Scale" OR BBS OR Gait OR Walking OR Balance OR "Postural Balance")

Medline

("Physical therapy modalities"[Mesh] OR Physiotherapy OR Rehabilitation[Mesh] OR Rehabilitation) AND ("Virtual reality" OR "Virtual feedback" OR "Virtual therapy" OR "Virtual reality exposure therapy"[Mesh terms] OR "Virtual reality exposure therapy") AND (Stroke[Mesh] OR stroke OR Paresis[Mesh] OR paresis OR Hemiplegia[Mesh] OR Hemiplegia) AND ("Timed up and go" OR TUG OR "Berg Balance Scale" OR BBS OR Gait[Mesh] OR Gait OR Walking[Mesh] OR Walking OR Balance OR "Postural Balance"[Mesh] OR "Postural balance")

Cinahl

("Physical therapy modalities" OR Physiotherapy OR Rehabilitation) AND ("Virtual reality" OR "Virtual feedback" OR "Virtual therapy" OR "Virtual reality exposure therapy") AND (Stroke OR Paresis OR Hemiplegia) AND ("Timed up and go" OR TUG OR "Berg Balance Scale" OR BBS OR Gait OR Walking OR Balance OR "Postural Balance")

PEDro

Virtual reality AND stroke AND balance = 9

Virtual reality AND stroke AND postural balance = 1

Virtual reality AND stroke AND gait = 7

Virtual reality AND stroke AND walking = 5

Virtual reality AND stroke AND timed up and go = 1

Virtual reality AND stroke AND berg balance scale = 2

Virtual reality AND hemiplegia = 3

Virtual reality AND hemiplegia AND balance = 1

Virtual reality AND hemiplegia AND postural balance = 0

Virtual reality AND hemiplegia AND gait = 1

Virtual reality AND hemiplegia AND walking = 0

Virtual reality AND hemiplegia AND timed up and go = 0

Virtual reality AND hemiplegia AND berg balance scale = 0

Virtual reality AND hemiparesis = 6

Virtual reality AND hemiparesis AND balance = 0

Virtual reality AND hemiparesis AND postural balance = 0

Virtual reality AND hemiparesis AND gait = 2

Virtual reality AND hemiparesis AND walking = 1

Virtual reality AND hemiparesis AND timed up and go = 0

Virtual reality AND hemiparesis AND berg balance scale = 0

Virtual reality AND paresis = 0 (idem + autres mots)

Virtual reality AND balance = 22

Virtual reality AND postural balance = 4

Virtual reality AND gait = 10

Virtual reality AND walking = 6

Virtual reality AND timed up and go = 4

Virtual reality AND berg balance scale = 4

Annexe IV –Grille d'évaluation PEDro

Extrait de Centre pour la Physiothérapie Fondée sur les Preuves. Institut australien « The George Institute for Global Health ». (2014).

Accès : http://www.pedro.org.au/wp-content/uploads/PEDro_scale_french.pdf

Échelle PEDro

1. les critères d'éligibilité ont été précisés	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
2. les sujets ont été répartis aléatoirement dans les groupes (pour un essai croisé, l'ordre des traitements reçus par les sujets a été attribué aléatoirement)	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
3. la répartition a respecté une assignation secrète	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
4. les groupes étaient similaires au début de l'étude au regard des indicateurs pronostiques les plus importants	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
5. tous les sujets étaient "en aveugle"	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
6. tous les thérapeutes ayant administré le traitement étaient "en aveugle"	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
7. tous les examinateurs étaient "en aveugle" pour au moins un des critères de jugement essentiels	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
8. les mesures, pour au moins un des critères de jugement essentiels, ont été obtenues pour plus de 85% des sujets initialement répartis dans les groupes	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
9. tous les sujets pour lesquels les résultats étaient disponibles ont reçu le traitement ou ont suivi l'intervention contrôle conformément à leur répartition ou, quand cela n'a pas été le cas, les données d'au moins un des critères de jugement essentiels ont été analysées "en intention de traiter"	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
10. les résultats des comparaisons statistiques intergroupes sont indiqués pour au moins un des critères de jugement essentiels	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:
11. pour au moins un des critères de jugement essentiels, l'étude indique à la fois l'estimation des effets et l'estimation de leur variabilité	non <input type="checkbox"/>	oui <input type="checkbox"/>	où:

L'échelle PEDro est basée sur la liste Delphi développée par Verhagen et ses collègues au département d'épidémiologie de l'Université de Maastricht (Verhagen AP et al (1998). *The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomised clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. Journal of Clinical Epidemiology, 51(12):1235-41*). Cette liste est basée sur un "consensus d'experts" et non, pour la majeure partie, sur des données empiriques. Deux items supplémentaires à la liste Delphi (critères 8 et 10 de l'échelle PEDro) ont été inclus dans l'échelle PEDro. Si plus de données empiriques apparaissent, il deviendra éventuellement possible de pondérer certains critères de manière à ce que le score de PEDro reflète l'importance de chacun des items.

L'objectif de l'échelle PEDro est d'aider l'utilisateur de la base de données PEDro à rapidement identifier quels sont les essais cliniques réellement ou potentiellement randomisés indexés dans PEDro (c'est-à-dire les essais contrôlés randomisés et les essais cliniques contrôlés, sans précision) qui sont susceptibles d'avoir une bonne validité interne (critères 2 à 9), et peuvent avoir suffisamment d'informations statistiques pour rendre leurs résultats interprétables (critères 10 à 11). Un critère supplémentaire (critère 1) qui est relatif à la validité "externe" (c'est "la généralisabilité" de l'essai ou son "applicabilité") a été retenu dans l'échelle PEDro pour prendre en compte toute la liste Delphi, mais ce critère n'est pas comptabilisé pour calculer le score PEDro cité sur le site Internet de PEDro.

L'échelle PEDro ne doit pas être utilisée pour mesurer la "validité" des conclusions d'une étude. En particulier, nous mettons en garde les utilisateurs de l'échelle PEDro sur le fait que les études qui montrent des effets significatifs du traitement et qui ont un score élevé sur l'échelle PEDro, ne signifie pas nécessairement que le traitement est cliniquement utile. Il faut considérer aussi si la taille de l'effet du traitement est suffisamment grande pour que cela vaille la peine cliniquement d'appliquer le traitement. De même, il faut évaluer si le rapport entre les effets positifs du traitement et ses effets négatifs est favorable. Enfin, la dimension coût/efficacité du traitement est à prendre compte pour effectuer un choix. L'échelle ne devrait pas être utilisée pour comparer la "qualité" des essais réalisés dans différents domaines de la physiothérapie, essentiellement parce qu'il n'est pas possible de satisfaire à tous les items de cette échelle dans certains domaines de la pratique kinésithérapique.

Annexe V – Grille d'évaluation réalisée selon les critères de l'Échelle PEDro

Echelle PEDro	Kim et al. (2009)	Cho & Lee (2013a)	Cho & Lee (2013b)	Barcala et al. (2013)	Cho et al. (2012)
1. Critères d'éligibilité	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
2. Répartition aléatoire	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
3. Assignation secrète	NON	OUI	OUI	OUI	OUI
4. Similarité des groupes	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
5. Sujets « aveugles »	NON	NON	NON	NON	NON
6. Thérapeutes « aveugles »	NON	NON	NON	NON	NON
7. Examineurs « aveugles »	OUI	OUI	OUI	OUI	NON
8. Mesures > 85 % sujets	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
9. Intention de traiter	OUI	NON	NON	OUI	NON
10. Résultats statistiques	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
11. Estimation effets et variabilité	OUI	OUI	OUI	OUI	OUI
Score PEDro	6/10	NC	7/10	7/10	5/10
Consensus évaluatrices	7/10	7/10	7/10	8/10	6/10

NON = 0 OUI = 1 NC = non communiqué

Le critère numéro 1 n'est pas comptabilisé dans le score total selon les modalités d'évaluation de l'Échelle PEDro.

Annexe VI – Généralités des études

Auteurs	Titres	Score PEDro	Design	Buts	Hypothèses
Kim et al. (2009)	Use of Virtual Reality to Enhance Balance and Ambulation in Chronic Stroke: A Double-Blind, Randomized Controlled Study.	7/10	RCT	Examiner les effets de la RV sur l'équilibre et sur le système locomoteur chez les patients hémiplegiques chroniques post-AVC.	L'ajout de la RV à la physiothérapie conventionnelle serait plus efficace pour l'amélioration de l'équilibre et de la fonction de la marche que la physiothérapie conventionnelle seule.
Cho & Lee (2013a)	Effect of treadmill training based real-world video recording (TBRVR) on balance and gait in chronic stroke patients: A randomized controlled trial.	7/10	RCT	Démontrer le rôle de l'entraînement sur tapis roulant basé sur des enregistrements vidéo du monde réel (TBRVR) pour l'amélioration de l'équilibre et de la marche chez les patients chroniques post-AVC.	La TBRVR serait plus efficace que le tapis roulant seul pour l'amélioration de la marche et de l'équilibre chez les patients hémiplegiques chroniques.
Cho & Lee (2013b)	Virtual Walking Training Program Using a Real-world Video Recording (VWTRW) for Patients with Chronic Stroke. A Pilot Study	7/10	RCT	Investiguer l'efficacité de l'entraînement de la marche par la VWTRW sur l'équilibre dans la marche et sur les paramètres spatio-temporels chez les patients hémiplegiques chroniques post-AVC.	Amélioration de l'équilibre dans la marche et de la performance de la marche après 6 semaines de VWTRW.
Barcala et al. (2013)	Visual Biofeedback Balance Training Using Wii Fit after Stroke: A Randomized Controlled Trial.	8/10	RCT	Évaluer l'effet de la physiothérapie conventionnelle seule ou en combinaison avec l'entraînement de l'équilibre par biofeedback visuel, au niveau de l'équilibre, de la symétrie du corps, et de la capacité fonctionnelle chez les personnes hémiplegiques post-AVC.	Aucune
Cho et al. (2012)	Virtual-Reality Balance Training with a Video-Game System Improves Dynamic Balance in Chronic Stroke Patients.	6/10	RCT	Investiguer les effets d'un programme de 6 semaines de réhabilitation utilisant le jeu via la RV en travaillant l'équilibre statique et dynamique chez des patients post-AVC chroniques.	Aucune

Annexe VII – Populations

Auteurs	Randomisée	Population	Critères d'inclusion	Critères d'exclusion	Groupes comparables	Consentement éclairé, comité d'éthique
Kim et al. (2009)	Oui. Non précisé	24 patients hémiplegiques Gr. Contrôle (12) : Temps post-AVC = 24.25 mois (\pm 8.87) Gr. Expérimental (12) : Temps post-AVC = 25.91 mois (\pm 9.96)	<ol style="list-style-type: none"> ≥ 1 an post-AVC Phase plateau dans la récupération motrice maximale après neuro-réhabilitation conventionnelle Capacité de tenir debout pendant 30 minutes et de marcher dehors de façon indépendante (env. 30m) 	<ol style="list-style-type: none"> Déficiences visuelles et cognitives sévères Troubles musculo-squelettiques pouvant potentiellement interférer avec l'étude 	Oui réalisé par <i>t-test</i>	Oui
Cho & Lee (2013a)	Oui. Enveloppes scellées	30 patients hémiplegiques Gr. Contrôle (15) : Temps post-AVC = 15.33 mois (\pm 6.22) Gr. Expérimental (15) : Temps post-AVC = 13.81 mois (\pm 5.01)	<ol style="list-style-type: none"> Hémiplegie post-AVC unique il y a > 6 mois Capacité de marcher avec et sans l'aide de moyen auxiliaire (MA) sur 10 mètres Capacité de comprendre et de suivre des instructions verbales (MMSE > 24) Pas de pathologie cardiaque grave ou d'hypertension non contrôlée 	<ol style="list-style-type: none"> Déficiences orthopédiques ou autres influençant la marche, telles que l'arthrose ou une prothèse totale de hanche Participation à d'autres études ou d'autres programmes de réhabilitation 	Oui réalisé par le <i>t-test</i> et le <i>Chi-square test</i>	Oui

Cho & Lee (2013b)	Oui. Enveloppes scellées	<p>14 patients hémipariétiques</p> <p>Gr. Contrôle (7) : Temps post-AVC = 10.41 mois (\pm 2.79)</p> <p>Gr. Expérimental (7) : Temps post-AVC = 9.60 (\pm 2.30)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Hémipariétique post-AVC unique il y a > 6 mois 2. Capacité de comprendre et de suivre des instructions verbales simples (Version coréenne du MMSE score > 24) 3. Score de Brunnstrom entre 1 et 4 pour les MI 4. Pas de détérioration visuelle sévère ou de déficience auditive 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Affection cardiaque sévère ou hypertension et douleur non contrôlées. 2. Déficience neurologique ou orthopédique pouvant interférer avec l'étude 	<p>Oui réalisé par <i>Mann-Whitney U test</i> et <i>X² test</i></p>	Oui
Barcala et al. (2013)	Oui Enveloppes scellées	<p>20 patients hémipariétiques</p> <p>Gr. Contrôle (10) : Temps post-AVC = 15.2 mois (\pm 6.6)</p> <p>Gr. Expérimental (10) : Temps post-AVC = 12.3 (\pm 7.1)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Session de physiothérapie hebdomadaire à l'institution 2. Capacité de rester dans une position orthostatique sans support 3. Absence de déformations ostéo-articulaires 4. Capacité de comprendre un biofeedback visuel 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Co-morbidités et pathologies associées (hors physiopathologie de l'AVC) 	<p>Oui réalisé par le <i>Kolmogorov-Smirnov test</i></p>	Oui
Cho et al. (2012)	Oui Ordinateur	<p>22 patients hémipariétiques</p> <p>Gr. Contrôle (11) : Temps post-AVC = 12.63 mois (\pm 2.54)</p> <p>Gr. Expérimental (11) : Temps post-AVC = 12.54 (\pm 2.58)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Statu hémipariétique résultant d'un AVC unique dans les 6 derniers mois 2. Capacité de marcher 10 mètres de façon indépendante avec ou sans MA 3. Score \geq 24 au MMSE (Folstein et al. 1975) 4. Absence de problème musculo-squelettique qui pourrait affecter la capacité de marcher de façon sécuritaire 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Démence sévère ou aphasie 2. Hémipariétique spatiale 3. Ataxie ou autres problèmes cérébelleux 4. Participation dans d'autres études ou programmes de réhabilitation 	<p>Oui pré et post-test réalisé avec le <i>t-test</i></p>	Oui

Annexe VIII – Interventions et mesures

Kim et al. (2009)

Test - Retest	Instructions	Intervention groupe contrôle		Intervention groupe expérimental		Outcomes	Outils de mesure
		Durée et fréquence	Description	Durée et fréquence	Description		
Avant et après l'intervention	Checklist procédurale et instructions verbales standardisées	40 minutes 4x/semaine 4 semaines (Total 10 h 40)	Réhabilitation conventionnelle : Technique de neuro-facilitation spécifique au patient (travail de MEC, stabilisations rythmées, renforcement, progression de statique à dynamique)	40 minutes 4x/semaine 4 semaines + 30 minutes 4x/semaine 4 semaines (Total 18 h 40)	Réhabilitation conventionnelle + RV : IREX® system, chaque jeu répété 5x. (3 niveaux de difficulté dans les exercices : montée/descente des escaliers, "appât de requin", jeux de snowboard)	Équilibre et marche Équilibre debout statique et dynamique Paramètres spatio-temporels	BBS, 10-m walking test, MMAS BPM GAITRite® system

Cho & Lee (2013a)

Test - Retest	Instructions	Intervention groupe contrôle		Intervention groupe expérimental		Outcomes	Outils de mesure
		Durée et fréquence	Description	Durée et fréquence	Description		
Evaluation 1 semaine avant, 1 jour après les 6 semaines d'intervention	Instructions verbales pour la marche sur le tapis roulant durant les thérapies	30min/jour 30min/jour 20min/jour ↓ 80 minutes 5x/semaine 6 semaines + 30 minutes 3x/semaine 6 semaines (Total 49 heures)	Réhabilitation conventionnelle : Traitement neuro- développemental PNF à chaque session Thérapie occupationnelle, exercice fonctionnel pour les membres supérieurs pour améliorer les AVQ FES (stimulation électrique fonctionnelle) sur le MI + Entraînement sur tapis roulant	30min/jour 30min/jour 20min/jour ↓ 80 minutes 5x/semaine 6 semaines + 30 minutes 3x/semaine 6 semaines (Total 49 heures)	Réhabilitation conventionnelle + Entraînement sur tapis roulant avec TBWVR	Équilibre statique Équilibre dynamique Paramètres spatio-temporels	Système de plateforme de force (Good Balance system™). BBS, TUG GAITRite® system

Barcala et al. (2013)

Test - Retest	Instructions	Intervention groupe contrôle		Intervention groupe expérimental		Outcomes	Outils de mesure
		Durée et fréquence	Description	Durée et fréquence	Description		
Avant et après l'intervention, en un seul jour	---	60 minutes 2x/semaine 5 semaines (Total 10 heures)	Réhabilitation conventionnelle : Stretching, mobilisation articulaire, renforcement musculaire, entraînement de l'équilibre statique et dynamique, entraînement des activités fonctionnelles	60 minutes + 30 minutes 2x/semaine 5 semaines (Total 15 heures)	Réhabilitation conventionnelle + Entraînement de l'équilibre avec biofeedback visuel avec le programme Wii Fit® qui reproduit les mouvements réels dans des actions virtuelles	Équilibre fonctionnel Équilibre statique et symétrie du corps Mobilité fonctionnelle	BBS Plateau de pression (Medicapteurs, Fusyo® model) TUG

Annexe IX – Interventions détaillées (traduction libre)

Kim et al. (2009), *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 88(9), 693-701.

❖ Intervention groupe contrôle

But: faciliter l'équilibre debout symétrique statique et dynamique durant la marche.

Équilibre statique: MEC sur le MI parétique par stimulation verbale et tactile (stabilisation rythmée, exercices sur l'articulation de la hanche et la musculature pour augmenter la stabilité articulaire proximale durant la MEC).

Exercice de renforcement musculaire pour le grand fessier pour augmenter le contrôle excentrique de la mobilité du bassin durant la phase d'appui.

Utilisation de différentes hauteurs d'objets ou de surfaces pour le MI non parétique afin d'augmenter le transfert de poids sur le MI parétique, en vue d'augmenter la MEC symétrique sur le côté atteint.

Progression de traitement en passant du travail de l'équilibre statique à l'équilibre dynamique une fois que les patients ont atteints les buts suivant: transfert de poids dans le plan antéro-postérieur et médio-latéral en effectuant des tâches dans le but d'atteindre ou de ramasser un objet.

Équilibre dynamique: stimulations tactiles kinesthésiques en relation avec la rotation du bassin et le transfert de poids durant l'entraînement à la marche.

❖ Intervention groupe expérimental

IREX Virtual Reality system pour entraîner la motivation et la performance de l'équilibre statique et dynamique associée à la marche.

Système de RV portable comprenant un moniteur de télévision, une caméra vidéo, des gants cybernétiques et des objets virtuels, des scènes et un large écran.

Le système de caméra vidéo capture les images du corps et le sujet est ainsi immergé dans la scène de RV, en étant en interaction avec les environnements et les objets virtuels.

Système plus avantageux que les autres, parce qu'il ne nécessite pas de casque lourd à porter sur la tête, de gants de données reliés ou d'autres dispositifs périphériques permettant une connexion à l'ordinateur.

Les sujets peuvent bouger librement durant le monde réel pendant qu'ils manipulent des objets virtuels dans le monde virtuel en 3D.

Montée/descente des escaliers, "appât de requin", jeux de snowboard intégrés dans les environnements virtuels pour améliorer l'amplitude des mouvements, l'équilibre, la mobilité, les pas et les capacités de la marche.

Progression du programme selon les principes du réapprentissage moteur et selon les capacités locomotrices et de l'équilibre.

Augmentation progressive de la force-résistance (ajout de poids) ou de la vitesse des stimuli lorsque les capacités du patient à effectuer l'exercice augmentent.

Chaque jeu est effectué 5x et selon le jeu, dans chaque jeu, se trouvent 3 niveaux de 88 à 131 opportunités de réaliser l'exercice.

❖ **Détails de l'annexe de l'article :**

Le jeu de montée/descente des escaliers a été créé pour stimuler activement le mouvement des MI (flexion, extension, abduction et adduction), le transfert de poids, l'équilibre unipodal, essentiels à la locomotion. Initialement, il est demandé au patient de fléchir la hanche, le genou et la cheville pour monter une marche avec succès. Un pas latéral a ensuite été réalisé pour renforcer les abducteurs de hanche (empêchant une chute anormale pelvienne). En feedback, le jeu démontrait le succès par essais entiers avec l'angle cinématique de l'articulation. Une résistance (théraband) a été progressivement appliquée lorsque les patients gagnaient progressivement de la force musculaire et de l'endurance.

Dans le programme « appât de requin », le patient devait attraper autant d'étoiles que possible tout en évitant les requins et les anguilles, impliquant ainsi : transfert du poids, passage de pas, stratégie de protection et accroupissement. L'exercice a été fait pour améliorer l'équilibre dynamique, la mobilité contrôlée, la force du genou et la musculature de la hanche, qui améliorent les anomalies de la marche. En feedback, le jeu présentait le nombre de captures d'étoiles vs le nombre de captures manquées. Le niveau de progression était personnalisé en fonction de la capacité de base du patient.

L'exercice de snowboard était réalisé sur une planche de snowboard réelle sur une pente, permettant une variété de degrés de flexion du tronc, d'extension, d'inclinaison et de mouvements de rotations. Le patient devait sauter un maximum de fois tout en évitant les obstacles. Ce programme d'exercice avait pour but de stimuler la mobilité du tronc, l'agilité, et le déplacement de charge avec mobilité contrôlée de chaque côté, prérequis pour une tâche locomotrice. En feedback, le jeu présentait le nombre de sauts réussis versus loupés.

Cho & Lee (2013a), *Gait & posture*, 39(1), 523-528

❖ **Intervention groupe contrôle**

Traitement neuro-développemental PNF.

Thérapie occupationnelle, exercice fonctionnel pour les membres supérieurs pour améliorer les AVQ.

FES (stimulation électrique fonctionnelle) sur le MI.

Le groupe contrôle utilise les mêmes méthodes que le groupe RV pour la vitesse et le temps, à l'exception de l'utilisation de la projection du monde réel.

❖ **Intervention groupe expérimental**

Combinaison d'un entraînement sur tapis roulant et d'enregistrements vidéo du monde réel avec caméra stabilisatrice.

Projecteur et ordinateur utilisés pour projeter les 6 captures vidéo sur un écran de 170x200 cm, à 2m du tapis roulant (marche sur piste durant 400m durant un jour ensoleillé, un jour pluvieux, avec des obstacles, en ville la journée, en ville la nuit, sur un sentier pédestre).

Stimulations auditives tirées du son du monde réel par deux haut-parleurs de 25W. Chaque sujet doit, durant sa marche, lever la tête et regarder l'écran devant soi (instructions précises données).

Les 6 vidéos sont projetées alternativement chaque semaine durant la période d'entraînement. Chaque vidéo dure 10 min et est projetée 3x durant les 30 minutes de session de RV.

Port d'un harnais de sécurité et bouton d'arrêt d'urgence.

Possibilité de faire des pauses, mais non incluses dans le temps de marche.

Tous les patients marchent sur un tapis motorisé à une vitesse confortable (instructions précises). Cette vitesse confortable est mesurée avant le début de l'intervention.

Augmentation de la vitesse de 5% si dans la session précédente le sujet a été capable de maintenir la même vitesse durant 20 secondes et en se sentant sécuritaire.

Rythme cardiaque et pressions sanguine mesurés avant et après chaque session en prévention d'autres signes de fatigue.

Cho & Lee (2013b), *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 92(5), 371-384.

❖ **Intervention groupe expérimental**

Exercice thérapeutique (renforcement musculaire ciblé du MI et marche par traitement neuro-développemental et PNF).

Thérapie occupationnelle et programme d'entraînement pour les membres supérieurs pour les AVQ.

FES (stimulation électrique fonctionnelle) sur le MI.

Le groupe contrôle utilise les mêmes méthodes que le groupe RV pour la vitesse et le temps, à l'exception de l'utilisation de la projection du monde réel.

Le groupe contrôle reçoit les mêmes instructions que le groupe expérimental concernant les mains courantes.

Chaque sujet du groupe contrôle doit durant sa marche lever la tête et regarder par la fenêtre pour avoir la même position de la tête que les patients dans le groupe expérimental.

Port d'un harnais de sécurité qui ne supporte pas le poids du corps.

❖ **Intervention groupe contrôle**

Utilisation de caméra vidéo avec système de stabilisation visuelle afin de limiter les nausées ou vomissements pouvant être induits par les images.

Projecteur et ordinateur utilisés pour projeter les 6 vidéos à 2m du tapis roulant (marche sur piste durant 400m durant un jour ensoleillé, un jour pluvieux, avec des obstacles, en ville la journée, en ville la nuit, sur un sentier pédestre). Haut-parleurs connectés à l'ordinateur pour les stimuli auditifs. Les vidéos sont projetées alternativement chaque semaine durant la période d'entraînement. Chaque vidéo dure 10 min et est projetée 3x durant les 30 minutes de session de RV.

Port d'un harnais de sécurité qui ne supporte pas le poids du corps et bouton d'arrêt d'urgence.

Tous les patients marchent sur un tapis motorisé à la vitesse confortable qui leur convient avant le début de la séquence vidéo. Cette vitesse confortable est mesurée avant le début de l'intervention. Vitesse utilisée durant deux minutes pour l'échauffement.

La vitesse du tapis roulant et de la vidéo ne sont pas synchronisées.

Augmentation de la vitesse de 5% si dans la session précédente le sujet a été capable de maintenir la même vitesse durant 20 secondes et en se sentant sécuritaire.

Pour éviter que les sujets chutent durant l'exercice et pour identifier d'autres signes de fatigue excessive, une main courante est proche du sujet. Les patients peuvent l'attraper seulement s'ils ont peur de tomber. Ils doivent la lâcher dès que possible.

Barcala et al. (2013), *Journal of Physical Therapy Science*, 25, 1027-1032.

❖ **Intervention groupe contrôle**

Stretching, mobilisation articulaire, renforcement musculaire, entraînement de l'équilibre statique et dynamique, entraînement des activités fonctionnelles.

Ces procédures ont été effectuées conformément aux séances de physiothérapie dans lesquelles les patients participaient déjà.

❖ **Intervention groupe expérimental**

Biofeedback visuel avec le programme **Wii Fit®** qui reproduit les mouvements réels dans des actions virtuelles.

Plateforme avec capteurs mesurant le poids et le centre de gravité.

Le programme Wii Fit comprend 40 types d'exercices pour travailler l'équilibre. Seuls 3 exercices sont utilisés dans cette étude: « plateformes, la pêche en dessous de zéro, la corde raide ». Il y a trois niveaux de difficulté base sur l'interaction avec les exercices. Lorsque le patient réussit un niveau, il passe au suivant. Chaque exercice dure 10 minutes, avec un repos entre chaque exercice basé sur la condition physique du patient.

Cho et al. (2012), *The Tohoku journal of experimental medicine*, 228(1), 69-74.

❖ **Intervention groupe expérimental**

Programme de réhabilitation standard:

Physiothérapie

Thérapie occupationnelle

Thérapie du langage (si approprié)

❖ **Intervention groupe contrôle**

Système de planche d'équilibre de jeu (**Wii Fit®** balance board, Nintendo, Japan).

Lorsque le patient se tient debout sur la planche d'équilibre, un avatar apparaît sur l'écran et copie les mouvements du sujet, tout en fournissant un feedback auditif et visuel. Il y a également un feedback tactile concernant les mouvements variés et les réponses.

Utilisation de différents jeux: bulle équilibre, slalom de ski, saut à ski, football, « table tiling », pingouin glissant. Les sujets sont encouragés à augmenter leur niveau et améliorer leurs performances dans chaque activité durant la période d'intervention.

L'entraînement consiste en 6 sessions sur 6 semaines, chaque session durant 30 minutes (sans compter le temps de mise en place et de repos).

Entraînement effectué dans une salle calme, afin d'assurer l'attention des sujets.

Pour prévenir les patients de chuter, le physiothérapeute se tient proche du sujet.

Annexe X – Longueur du pas - Tableau de résultats

Longueur du pas (cm)	Auteurs	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
		Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
	Kim et al. (2009)	30.94 (± 4.84)	31.53 (± 6.29)	0.59 ▪	31.58 (± 7.68)	35.63 (± 9.09) *	4.05 ▪ +	En faveur du groupe expérimental p = 0.013
	Cho & Lee (2013a)	38.31 (± 8.31)	41.88 (± 7.86) *	3.57 (± 2.54)	40.10 (± 6.47)	48.19 (± 7.92) *	8.09 (± 6.85) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.024
	Cho & Lee (2013b)	39.59 (± 10.14)	44.17 (± 9.29) *	3.47 (± 3.57)	38.91 (± 8.24)	50.51 (± 9.74) *	5.47 (± 9.97)	NS p = 0.054

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test (p < 0.05)

+ = Différence intergroupes significative (p < 0.05) en faveur du groupe expérimental

▪ = Calculé car non fourni par les études

NS = Non significatif (p > 0.05)

Annexe XI – Longueur du cycle - Tableau de résultats

Longueur du cycle de marche (cm)	Auteurs	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
		Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
	Kim et al. (2009)	62.43 (± 9.28)	63.69 (± 12.27)	1.26 ▪	64.04 (± 14.84)	70.70 (± 17.50) *	6.66 ▪	NS p = 0.065
	Cho & Lee (2013a)	74.96 (± 18.31)	81.90 (± 18.01) *	6.95 (± 7.51)	76.29 (± 14.99)	94.10 (± 18.54) *	17.81 (± 12.92) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.018
	Cho & Lee (2013b)	77.92 (± 20.61)	86.37 (± 19.32) *	8.45 (± 2.9)	79.21 (± 16.82)	99.91 (± 18.74) *	20.69 (± 14.91)	NS p = 0.064

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test ($p < 0.05$)

+ = Différence intergroupes significative ($p < 0.05$) en faveur du groupe expérimental

▪ = Calculé car non fourni par les études

NS = non significatif ($p > 0.05$)

Annexe XII – Vitesse - Tableau de résultats

Vitesse (cm/sec)	Auteurs	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
		Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
	Cho & Lee (2013a)	48.58 (± 19.06)	58.33 (± 20.53) *	9.75 (± 7.19)	53.27 (± 15.63)	74.16 (± 19.73) *	20.85 (± 11.41) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.003
Cho & Lee (2013b)	52.05 (± 18.04)	61.80 (± 20.64) *	9.74 (± 6.55)	54.27 (± 16.18)	79.67 (± 13.91) *	25.4 (± 12.86) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.013	

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test ($p < 0.05$)

+ = Différence intergroupes significative ($p < 0.05$) en faveur du groupe expérimental

NS = Non significatif ($p > 0.05$)

Annexe XIII – Cadence - Tableau de résultats

Cadence (pas/min)	Auteurs	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
		Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
	Kim et al. (2009)	73.28 (± 21.66)	73.53 (± 21.98)	0.25 ▪	71.14 (± 13.85)	82.48 (± 20.17) *	11.34 ▪ +	En faveur du groupe expérimental p = 0.010
	Cho & Lee (2013a)	75.93 (± 18.13)	84.76 (± 19.26) *	8.83 (± 6.68)	81.56 (± 19.88)	99.64 (± 14.55) *	18.08 (± 13.98) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.028
	Cho & Lee (2013b)	78.71 (± 16.75)	89.82 (± 17.32) *	11.11 (± 7.37)	77.32 (± 21.91)	104.04 (± 10.03) *	26.71 (± 15.54) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.035

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test (p < 0.05)

+ = Différence intergroupes significative (p < 0.05) en faveur du groupe expérimental

▪ = Calculé car non fourni par les études

NS = Non significatif (p > 0.05)

Annexe XIV – Temps d'appui unipodal - Tableau de résultats

Auteurs	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
Kim et al. (2009)	35.14 ▪	33.70 ▪	1.44 ▪	34.42 ▪	32.6 ▪	1.82 ▪	NS p = 0.895
Cho & Lee (2013a)	25.18 (± 5.86)	28.09 (± 5.95) *	2.9 (± 2.96)	27.63 (± 5.27)	33.14 (± 4.33) *	5.51 (± 3.9) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.026
Cho & Lee (2013b)	23.88 (± 5.16)	27.35 (± 6.30) *	4.57 (± 1.64)	28.17 (± 4.77)	33.64 (± 2.67) *	11.6 (± 7.91)	NS p = 0.154

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test (p < 0.05)

+ = Différence intergroupes significative (p < 0.05) en faveur du groupe expérimental

▪ = Calculé car non fourni par les études

NS = Non significatif (p > 0.05)

Annexe XV – « Berg Balance Scale » - Tableau de résultats

	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
Kim et al. (2009)	46.67 (± 3.75)	48.25 (± 4.22) NP	1.58 ▪	44.42 (± 5.99)	51.17 (± 4.02) *	6.75 ▪ +	En faveur du groupe expérimental p = 0.000
Cho & Lee (2013a)	39.53 (± 5.69)	41.06 (± 5.29) *	1.53 (± 0.91)	39.26 (± 4.13)	42.60 (± 3.06) *	3.33 (± 1.63) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.001
Cho & Lee (2013b)	35.14 (± 3.53)	37.00 (± 3.21) *	1.85 (± 1.21)	36.71 (± 2.28)	40.85 (± 1.67) *	4.14 (± 1.21) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.011
Barcala et al. (2013)	37.2 (± 5.22)	42.2 (± 4.80) *	5 ▪	39.6 (± 6.43)	41.9 (± 6.91) *	2.3 ▪	En faveur du groupe contrôle NS
Cho et al. (2012)	41.09 (± 4.01)	43.90 (± 4.06) *	2.81 (± 0.4)	39.09 (± 5.66)	43.09 (± 4.80) *	4 (± 1.18) +	En faveur du groupe expérimental p < 0.01

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test (p < 0.05)

NS = Non significatif (p > 0.05)

▪ = Calculé car non fourni par les études

NP = Non précisé

+ = Différence intergroupes significative p (< 0.05) en faveur du groupe expérimental

Annexe XVI – « Timed Up and Go » - Tableau de résultats

	Groupe contrôle			Groupe expérimental			Résultats intergroupes
	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Pré-test	Post-test	Intervalle de changement	Comparaison des intervalles de changement
Cho & Lee (2013a)	21.45 (± 4.78)	20.29 (± 4.82) *	1.16 (± 0.79)	22.43 (± 3.25)	20.01 (± 2.78) *	2.42 (± 1.12) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.001
Cho & Lee (2013b)	22.13 (± 5.82)	21.18 (± 5.86) *	0.94 (± 0.42)	22.93 (± 4.29)	20.67 (± 3.73) *	2.25 (± 0.32) +	En faveur du groupe expérimental p = 0.013
Barcala et al. (2013)	28.1 (± 3.10)	25.2 (± 2.78) *	2.9 ▪	27.9 (± 8.22)	24.3 (± 8.64) *	3.6 ▪	NS
Cho et al. (2012)	19.60 (± 4.42)	19.08 (± 4.52) *	0.52 (± 0.46)	21.74 (± 3.41)	20.40 (± 3.19) *	1.33 (± 0.76) +	En faveur du groupe expérimental p < 0.001

* = Effet significatif entre le pré-test et le post-test (p < 0.05)

+ = Différence intergroupes significative (p < 0.05) en faveur du groupe expérimental

▪ = Calculé car non fourni par les études

NS = Non significatif (p > 0.05)

Annexe XVII – Modèle de RV en réhabilitation

Extrait de Kizony, Katz & Weiss, 2004

